

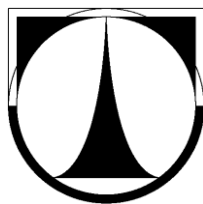
Technická univerzita v Liberci

Ústav zdravotnických studií

# BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2012

Vojtěch Nejedly



Technická univerzita v Liberci

---

Ústav zdravotnických studií

Biomedicínská technika

OHŘEV BIOLOGICKÝCH ROZTOKŮ POMOCÍ

ELEKTROMAGNETICKÉHO POLE

HEATING OF BIOMEDICAL SOLUTIONS USING

ELECTROMAGNETIC FIELD

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

studijní program: B 3944 Biomedicínská technika

studijní obor: 3901R032 Biomedicínská technika

2012

Vojtěch Nejedly

Zadání

## **Prohlášení**

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultantem.

Datum

Podpis

## **Poděkování**

Za trpělivost, pomoc a cenné rady bych chtěl poděkovat vedoucímu mé bakalářské práce prof. Ing. Aleši Richterovi CSc. Dále mé poděkování patří konzultantovi Ing. Martinu Truhlářovi Ph.D. za cenné rady a pomoc při měření a Mgr. Stanislavu Panošovi Ph.D. za pomoc při zkoumání krevního fantomu.

V neposlední řadě děkuji mým rodičům za trpělivost a podporu nejen při psaní bakalářské práce.

## **Anotace**

Jméno a příjmení autora: Vojtěch Nejedlo

Název katedry a fakulty: Biomedicínská technika, Ústav zdravotnických studií

Název bakalářské práce: Ohřev biologických roztoků pomocí elektromagnetického pole

Vedoucí bakalářské práce: prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

Práce se věnuje výzkumu interakce fyziologického roztoku a krevního fantomu s elektromagnetickým polem.

Teoretická část předkládá teoretický základ pro mikrovlnný ohřev a jeho problematiku a řeší technologii mikrovlnného ohřevu v průmyslu a ve zdravotnictví. Dále také popis biologických roztoků – krve a fyziologického roztoku a přehled existujících možností jejich ohřevu. Praktická část se poté zabývá problematikou fantomu krve. Je navržen fantom s termokapacitními vlastnostmi podobnými krvi pro budoucí pokusy. Další oddíly praktické části se věnují zkoumání vhodnosti tohoto fantomu a možnostem jeho ohřevu. Jako první je zhodnocena absorpce výkonu ve vlnovodu, poté je pomocí termokamery hodnocen ohřev v mikrovlnné troubě a nakonec ohřev a chlazení v klimakomáře.

Výzkum prokázal, že krevní fantom má pro vybranou frekvenci 2450MHz velmi dobrou vnímavost, dále že statický ohřev v mikrovlnné troubě není vhodný pro ohřev biologických roztoků vzhledem k tvorbě takzvaných hot-spotů, pokus v klimakomáře poté že krevní fantom vychládá z vysokých teplot v rámci objemu vcelku rovnoměrně. Všechny experimenty byly pro srovnání prováděny také pro fyziologický roztok.

Klíčová slova: Vysokofrekvenční elektromagnetické vlnění; mikrovlnné technologie; mikrovlnný ohřev; ohřev krve; ohřev fyziologického roztoku; krev; krevní fantom; fyziologický roztok.

## **Abstract**

Name and surname: Vojtěch Nejedlo

Institution: Biomedicínská technika, Ústav zdravotnických studií

Title: Heating of Biomedical Solutions Using Electromagnetic Field

Supervisor: prof. Ing. Aleš Richter, CSc.

Thesis is devoted to research of the interaction of saline or blood phantom with electromagnetic field.

The theoretical part gives theoretical basis for microwave heating and its issues, technology research of microwave heating in industry and health. It also describes biological solutions such as blood and saline and it also gives summary of existing heating technologies for biological solutions. The practical part deals with issues of blood phantom. Blood phantom with similar heat-capacitive characteristics as real blood is designed for future experiments. In another part is researched suitability of blood phantom and possibilities of its heating. First, there is evaluated heating of blood phantom in waveguide and checking its absorption, then photoshooting solutions in microwave oven during heating and at the end heating and also cooling in climabox.

Experiments proved, that blood phantom has for frequency of 2450MHz very good absorption, also that static heating in microwave oven is not suitable for heating of biomedical solutions because of forming of hot-spots. Experiment in climabox proves, that blood phantom is growing cool approximately the same at all spots. All of the experiments were performed also with saline for comparison.

Key words: High-frequency electromagnetic waves; microwave technologies; microwave heating; blood heating; saline heating; blood; blood phantom; saline.

## Obsah

Seznam obrázků.....	10
Seznam tabulek.....	11
Seznam použitých přístrojů .....	12
Seznam použitých symbolů.....	13
1 Úvod.....	14
2 Teorie .....	15
2.1 Elektromagnetické spektrum a mikrovlny.....	15
2.2 Mikrovlnný ohřev .....	15
2.3 Komplexní permitivita.....	16
2.4 Hloubka vniku .....	17
2.5 SAR – Specifická míra absorpce .....	18
2.6 Další veličiny.....	19
2.7 Teplo a měrná tepelná kapacita .....	20
2.8 Teplotní a neteplotní účinky mikrovlnného ohřevu .....	21
2.9 Rešerše využití technologie vysokofrekvenčního ohřevu ve světě .....	22
2.9.1 Mikrovlnné technologie využívané v průmyslu .....	22
2.9.2 Mikrovlnné technologie využívané v medicíně .....	27
2.10 Teplotní hospodaření lidského organismu .....	31
2.11 Biologické roztoky.....	32
2.11.1 Krev .....	32
2.11.2 Fyziologický roztok.....	33
2.11.3 Teplotní manipulace s roztoky .....	35
2.12 Existující systémy ohřevu krve a fyziologického roztoku.....	39
3 Praktická část .....	47
3.1 Metodika.....	47



3.2	Krevní fantom.....	48
3.3	Měření absorbovaného výkonu ve vlnovodu.....	52
3.4	Ohřev roztoků v mikrovlnné troubě .....	59
3.5	Návrh experimentu s teplotními čidly iButton .....	62
3.5.1	Čidla iButton .....	62
3.5.2	Návrh experimentu v klima komoře.....	64
3.6	Experiment v klima komoře .....	65
4	Závěr .....	68
	Soupis bibliografických citací .....	69
	Seznam příloh.....	70

## Seznam obrázků

Obrázek 2.1 – Molekula vody a její póly. ....	16
Obrázek 2.2 – Možná balení fyziologického roztoku (vlevo firma Infusia a.s., objem 500 ml; vpravo firma InMediec s.r.o., objem 500 ml).....	35
Obrázek 2.3 – Hotline fluid warmer od firmy Smiths – medical [10] .....	42
Obrázek 2.4 – Buddy fluid warmer od firmy Belmont instrument corporation [10] .....	42
Obrázek 2.5 – Infračervený ohřívač Fluido od firmy Surgical company (zdroj: <a href="http://www.indes.eu">www.indes.eu</a> ) .....	44
Obrázek 2.6 – Vodní lázeň BW-S od firmy Alfamedic (zdroj: <a href="http://www.alfamedic.cz">www.alfamedic.cz</a> ) .....	45
Obrázek 2.7 – Vyhříváná miska VMO-06 od firmy Alfamedical (zdroj: <a href="http://www.alfamedic.cz">www.alfamedic.cz</a> ) .....	46
Obrázek 3.1 – Pomůcky použité při míchání krevních fantomů – 1 – kádinky; 2 – živný agar CM0247; 3 – váha; 4 – destilovaná voda; 5 – NaCl; 6 – hmoždíř; 7 – lžička; 8 – násepka .....	49
Obrázek 3.2 – Potřeby pro kalorimetrické měření – 1 – kalibrované váhy; 2 – kalibrovaná závaží; 3 – kádinky; 4 – malý kalorimetr; 5 – velký, izolační kalorimetr; 6 – teploměry; 7 - roztoky .....	51
Obrázek 3.3 – 1 – Analyzátor Agilent E4991A; 2 – vlnovod; 3 – vzorek sevřený mezi deskami o stanoveném rozpětí; 4 – analyzátor Gigahertz solution HF 38B.....	52
Obrázek 3.4 – Desky z plexiskla, mezi které byl uzavírán vzorek .....	53
Obrázek 3.5 – Umístění vaku s roztokem v mikrovlnné troubě.....	60
Obrázek 3.6 – Měření unikajícího výkonu z mikrovlnné trouby .....	62
Obrázek 3.7 – Čidla iButton ( <a href="http://www.embeddeddatasystems.com">www.embeddeddatasystems.com</a> ).....	63
Obrázek 3.8 – Rozměry iButton ( <a href="http://www.embeddeddatasystems.com">www.embeddeddatasystems.com</a> ).....	63
Obrázek 3.9 – Rozložení čidel iButton na vaku s roztokem – schéma a praktické řešení (1 – vak s čidly iButton; 2 – referenční čidlo) .....	65

## Seznam tabulek

Tabulka 2.1 – Rozdělení části elektromagnetického spektra využívaného k vysokofrekvenčnímu elektromagnetickému ohřevu dle IEEE. ....	15
Tabulka 2.2 – Měrné teplotní kapacity některých lidských tkání při homeostatické teplotě (36,5°C) [8].....	21
Tabulka 2.3 – Nejvyužívanější frekvence a vlastnosti tkání v závislosti na nich pro tkáně s vysokým respektive nízkým obsahem vody. [2].....	28
Tabulka 2.4 – Vypočtené hodnoty tepla pro ohřátí tekutin na určitou teplotu.....	39
Tabulka 3.1 – Koncentrace roztoků určených k měření.....	50
Tabulka 3.2 – Naměřené hodnoty pro výpočet měrné tepelné kapacity roztoku .....	52
Tabulka 3.3 – Naměřené hodnoty a vypočítaná absorpce fyziologického roztoku; l – šířka vzorku; P1 – výkon bez vloženého vzorku; P2 – výkon s vloženým vzorkem	54
Tabulka 3.4 – Naměřené hodnoty a vypočítaná absorpce fantomu krve; l – šířka vzorku; P1 – výkon bez vloženého vzorku; P2 – výkon s vloženým vzorkem.....	54
Tabulka 3.5 – Vypočítané hodnoty času potřebného k ohřátí 500 ml vzorku o $\Delta T$ při tloušťce vzorku $l=0,025$ m.....	56
Tabulka 3.6 – Vypočítané hodnoty času potřebného k ohřátí 500 ml vzorku o $\Delta T$ při tloušťce vzorku $l=0,02$ m.....	56
Tabulka 3.7 – Vypočítané hodnoty času potřebného k ohřátí 500 ml vzorku o $\Delta T$ při tloušťce vzorku $l=0,015$ m.....	57
Tabulka 3.8 – Vypočítané hodnoty času potřebného k ohřátí 500 ml vzorku o $\Delta T$ při tloušťce vzorku $l=0,01$ m.....	57
Tabulka 3.9 – Vypočítané hodnoty času potřebného k ohřátí 500 ml vzorku o $\Delta T$ při tloušťce vzorku $l=0,005$ m.....	58
Tabulka 3.10 – Hodnoty výkonu zdroje vln pro ohřev o $\Delta T$ za dobu 30 minut pro krev .....	58
Tabulka 3.11 – Hodnoty výkonu zdroje vln pro ohřev o $\Delta T$ za dobu 30 minut pro fyziologický roztok .....	59
Tabulka 3.12 – Výsledky měření výkonu unikajícího z mikrovlnné trouby.....	61

## Seznam použitých přístrojů

- Agilent E4991A – analyzátor
- Clima temperature systems T-40/100 – klimakomora
- Fluke Ti25 – thermokamera
- Gigahertz solution HF38B – analyzátor
- Dallas semiconductivity iButton
  - DS1990A – čtečka pro čidla
  - DS1922L – teplotní čidlo

## Seznam použitých symbolů

Symbol	Veličina	Jednotka	Poznámka
E	Intenzita elektrického pole	V/m	
$\delta$	Hloubka vniku	m	Užívaná jednotka mm
$\alpha$	Fázová konstanta	1/m	
$\beta$	Měrný útlum	1/m	
e	Přirozený logaritmus		
$\sigma$	Měrná vodivost - konduktivita	S/m	
$\rho$	Objemová hustota náboje	C/m <sup>3</sup>	
$\rho$	Hustota	Kg/m <sup>3</sup>	
$\omega$	Úhlová frekvence	Rad/s	
$\varepsilon$	Permitivita	F/m	$\varepsilon = D/E$
m	Hmotnost	g	Užívaná jednotka kg
Q	Teplo	J	
c	Měrná tepelná kapacita	J*Kg <sup>-1</sup> *K <sup>-1</sup>	
T	Termodynamická teplota	°K	
t	Teplota	°C	
S	Hustota zářivého toku	W/m <sup>2</sup>	
SA	Měrná absorbovaná energie	J/Kg	
SAR	Měrný absorbovaný výkon	W/Kg	
J	Proudová indukovaná hustota	A/m <sup>2</sup>	
p	Hustota dopadajícího výkonu	W/m <sup>2</sup>	
$\varepsilon_0$	Permitivita vakua	F/m	$\varepsilon_0=8,854187817$ F/m
$\mu_0$	Permeabilita vakua	H/m	$\mu_0=1,256637061*10^{-6}$ H/m

# 1 Úvod

Aplikace mikrovlnného záření na materiály či tkáně je dnes nedílnou součástí průmyslu, zdravotnictví ale i života každého z nás. Ať je to v průmyslu při pečení sladkého trvanlivého pečiva, ve zdravotnictví při lékařské hypertermii nebo v soukromí při ohřevu v mikrovlnné troubě. Je ale nutné si uvědomit, že pro všechny tyto možnosti využití je aplikována stejná nebo podobná technologie. Vzhledem k této univerzálnosti má tato šetrná metoda ohřevu ještě velký potenciál ve svém využití.

Cílem práce je předložit teoretický základ mikrovlnného ohřevu a seznámit s jeho problematikou. Dále pak vytvořit rešerši technologií, využívajících mikrovlnný ohřev a to jak v průmyslu, tak ve zdravotnictví. V práci budou také teoreticky popsány některé biologické roztoky – krev a fyziologický roztok a existující způsoby ohřevu těchto roztoků. Teoretická část bude sloužit jako podklad pro část praktickou.

Praktická část si vytyčila cíl vytvořit fantom krve, který bude vhodný pro další zkoumání z hlediska působení mikrovln. Fantom bude nejdříve navržen, změřeny budou některé jeho vlastnosti, jako například měrná tepelná kapacita a poté bude testován různými způsoby, mezi něž bude patřit měření absorpce fantomu vloženého do vlnovodu, zkoumání průběhu ohřevu v mikrovlnné troubě pomocí termokamery nebo zkoumání ohřevu a vychládání fantomu v klimakomoře.

## 2 Teorie

### 2.1 Elektromagnetické spektrum a mikrovlny

Mikrovlny, kterými se budeme zabývat, v elektromagnetickém spektru spadají mezi spektrum radio a TV signálu, který má větší vlnovou délku a infračerveného signálu, který má kratší vlnovou délku. Rozdělení není přesné, pásma se překrývají. Dle IEEE (Institute of electrical and electronics engineers) jde tedy frekvenčně o pásmo 300 Mhz až 300 Ghz, o vlnové délky mezi 1 metrem a 0,1 milimetrem. Toto pásmo se dělí na další menší pásma dle následující tabulky:

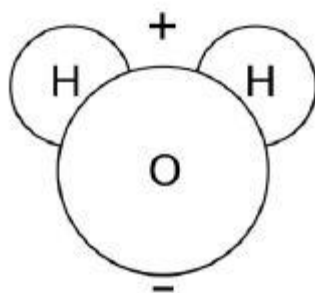
**Tabulka 2.1 – Rozdělení části elektromagnetického spektra využívaného k vysokofrekvenčnímu elektromagnetickému ohřevu dle IEEE**

Pásmo	Označení frekvenčního pásma	Frekvence	Vlnová délka
9	UHF (Ultra High Frequency)	300 – 3000 MHz	100 – 10 cm
10	SHF (Super High Frequency)	3 – 30 GHz	10 – 1 cm
11	EHF (Extreme High Frequency)	30 – 300 GHz	1 – 0,1 cm
12	Decimillimeter	300 – 3000 GHz	1 – 0,1 mm

### 2.2 Mikrovlnný ohřev

Při změnách elektrického pole v dielektriku se molekuly dielektrika, které působí z vnějšku jako elektrické dipóly (viz obrázek 2.1)), snaží tyto změny vyrovnat změnami polarity sledujícími změny elektrického pole. Tyto rychlé změny polarity molekuly rozkmitají a jejich vzájemným třením poté vzniká teplo. [6]

Pro zvýšení účinnosti takového ohřevu je výhodné zvolit frekvenci mikrovln podobnou rezonanční frekvenci samotného ohřívaného materiálu nebo některé jeho složky. Například u domácích mikrovlnných trub je volena frekvence co nejpodobnější frekvenci vody. Tím je docíleno rezonance molekul vody na základě interference vlnění materiálu a vln a tím většího pohybu a větší produkce tepla. Velikou výhodou díky tomu je, že záleží více na objemu a rozložení molekul vody než na samotné teplotní vodivosti materiálu jako u klasického ohřevu. [5]



**Obrázek 2.1 – Molekula vody a její póly.**

### 2.3 Komplexní permitivita

Při zmíněném kmitání se tedy kinetická energie molekul přeměňuje na tepelnou, přičemž tato přeměna je nazývána polarizační ztrátou, respektive polarizačními ztrátami. K popisu těchto ztrát se užívá komplexní permitivity  $\epsilon^*$ . Ta se skládá z reálné části  $\epsilon'$ , která je představována relativní permitivitou a odpovídá kapacitní složce dielektrika a z imaginární části  $j\epsilon''$ , která je vlastním určujícím parametrem ztrát v dielektriku – polarizačních ztrát. Komplexní permitivita se počítá jako:

(2.1)

$$\epsilon^* = \epsilon' - j\epsilon''$$

Kde

(2.2)

$$\epsilon' = \epsilon_r = \frac{\epsilon}{\epsilon_0}$$



A

(2.3)

$$\varepsilon'' = \frac{\sigma}{\varepsilon_0 + \omega}$$

Jak je vidět z rovnice  $\varepsilon''$ , komplexní permitivita závisí jak na materiálu samotném, tak i na frekvenci změny elektrického pole.

Vliv polarizačních ztrát můžeme vyjádřit jako tangent  $\delta$ :

(2.4)

$$\tan \delta = \frac{\varepsilon''}{\varepsilon'}$$

Z toho vzorce je poté možné vyjádřit jak vlastní ztrátový činitel, tak také ztrátový úhel anebo samotné  $\varepsilon''$ . [5]

## 2.4 Hloubka vniku

Konstanta nazývaná efektivní hloubka vniku označuje vzdálenost, kterou musí vlna urazit interagujícím materiálem, aby se její energie - amplituda snížila na  $e^{-1}$ . Tato energie je poté popsána vztahem:

(2.5)

$$E(\delta) * e^{-\alpha * \beta} = E(\delta) * e^{-1}$$

Z něj lze poté vyjádřit vlastní hloubku vniku v metrech:

(2.6)

$$\delta = \frac{1}{\alpha}$$

Pro výpočet je však třeba znát konstanty uvedené v předchozích rovnicích. Vzhledem k tomu, že se zabýváme dobrými vodiči, je možné zanedbat dielektrické ztráty. Konstanta poté vypadá takto:

(2.7)

$$\alpha = \beta = \sqrt{\frac{\omega\mu\sigma}{2}}$$

Z rovnice je zřejmé, že hloubka vniku závisí jak na elektrické vodivosti materiálu, tak i na jeho permeabilitě.

## 2.5 SAR – Specifická míra absorpce

Specifická míra absorpce (SAR – specific absorpition ration) neboli měrný absorbovaný výkon popisuje absorpci výkonu materiálem. Nejčastěji je spojována s elektromagnetickým polem. Také se skloňuje při hodnocení expozice osob elektromagnetickému poli z hlediska tepelných účinků na tkáň, například u mobilních telefonů nebo mikrovlnných trub. Lze říci, že SAR je energie absorbovaná v jednotce hmotnosti za jednotku času. Jeho jednotkou je watt na kilogram a pro elektromagnetická pole se vypočítá jako:

(2.8)

$$SAR = \int \frac{\sigma(r)|E(r)|^2}{\rho(r)} dr$$

kde

$\sigma$  je elektrická vodivost

$E$  je intenzita elektrického pole

$\rho$  je hustota

Měrný absorbovaný výkon se používá jako hodnotící prvek bezpečnosti zařízení či zdroje záření. Jsou uzákoněny normy, které tento výkon nesmí svojí hodnotou překročit. Celosvětově jsou to hodnoty 0,8 W/kg bodově či lokálně působícího výkonu na tkáň, 2W/kg výkon působící na celé tělo. [1]

## 2.6 Další veličiny

**Hustota dopadajícího výkonu:  $p$  [W/m<sup>2</sup>] a intenzita elektrického pole:  $E$  [V/m]**

Veličina vhodná pro mikrovlnnou část kmitočtového spektra. Lze ji dobře měřit, ale sama o sobě nedefinuje vystavení biologické tkáně elektromagnetickému poli dost přesně. Část dopadající energie se totiž od biologické tkáně odrazí, takže z dopadající energie se dostane do tkáně jen jeho část.

Veličina vhodná spíše pro vyjádření účinku elektromagnetického pole pro rozsah působení od stejnosměrné veličiny až po oblast radiotechnických kmitočtů (tj. asi do 300 MHz) je intenzita elektrického pole. Přepočet mezi intenzitou elektrického pole a hustotou dopadajícího výkonu lze vyjádřit jako

(2.9)

$$p = \frac{E(x, y, z)^2}{120\pi}$$

**Proudová hustota: [A/m<sup>2</sup>]**

(2.10)

$$J = \sigma E$$

## 2.7 Teplo a měrná tepelná kapacita

Definice tepla zní: Teplo je míra změny vnitřní energie systému při styku s jiným systémem, aniž by při tom docházelo ke konání práce. Pokud tedy chápeme teplo jako energii, je část vnitřní energie předaná mezi dvěma systémy ekvivalentní teplu. Při zahřívání vody na plotně je změna její teploty ekvivalentní množství tepla, které voda přijala od plotny. Teplo jako fyzikální veličina nepopisuje stav samotný, ten je popsán teplotou  $T$ , popisuje však změnu tohoto stavu. Značkou tepla je  $Q$  [J], jednotkou tedy Joule. Jednotka se shoduje s jednotkami pro energii i práci. Teplo se spočítá jako:

(2.11)

$$Q = m * c * \Delta T$$

kde

$m$  je hmotnost

$c$  je měrná tepelná kapacita

$\Delta T$  je rozdíl teplot před a po zahřátí/ ochlazení, spočítá se jako  $t - t_0$

Měrná tepelná kapacita značí množství tepla, které je potřebné pro ohřátí 1 kilogramu látky o 1 teplotní stupeň termodynamické nebo Celsiovy stupnice. Počítá se z rovnice pro teplo, avšak měrná tepelná kapacita je mírně teplotně závislá, proto se u její hodnoty většinou udává teplota, k jaké se vztahuje. V tabulce 2.2 jsou zaznamenány tepelné kapacity některých lidských tkání [8].

**Tabulka 2.2 – Měrné tepelné kapacity některých lidských tkání při homeostatické teplotě (36,5°C) [8]**

Typ tkáně	Měrná tepelná kapacita $c$ [ $J \cdot Kg^{-1} \cdot K^{-1}$ ]
Pokožka	3680
Tuk	2300
Sval	3768
Kost	1700
Krev	3594

S pomocí tepla je také možné vypočítat SAR. Jde však o teplo – energii dodanou materiálu. Vzorec pro tento výpočet poté vypadá následovně:

(2.12)

$$SAR = \frac{Q}{m * t} = \frac{c * \Delta T}{t}$$

Je zřejmé, že specifická míra absorpce je v tomto případě teplem přijatým určitou hmotností látky za čas, případně změnou teploty známé látky za čas.

## 2.8 Teplotní a neteplotní účinky mikrovlnného ohřevu

Krom teplotních účinků vysokofrekvenčního elektromagnetického ohřevu, mají mikrovlny také účinky, které se neprokazují zvýšenou teplotou.

Již bylo řečeno, že teplo při takovémto ohřevu vzniká tak, že se v molekulách vody, které z vnějšku působí jako dipól, střídá polarita, tím jsou molekuly rozkmitány a jejich vzájemným třením je pohybová energie přeměněna na energii tepelnou, na teplo. Toto teplo pak materiál ohřívá. Je zde několik rozdílů oproti běžným způsobům ohřevu. Při mikrovlnném ohřevu jsou rozeznávány tyto teplotní efekty:

**Přehřátí** - Denaturace materiálu anebo méně pravděpodobné zuhelnatění, u tekutin nežádoucí var, je vždy nutné vhodně volit dobu a energii ohřevu, případně materiál hlídat.

**Horké a studené zóny** – Souvisí s přehřátím; vzhledem k nehomogenitě mikrovlnného pole existují místa, která se ohřívají více, jelikož jsou více exponována vlnám a naopak. Lze tomu předejít pohybem materiálu v poli – rotační talíře, běžící pásy (sušení, pečení) apod.

**Objemový ohřev** – Ohřev nižšími frekvencemi. Materiál se ohřívá v celém objemu, ne od povrchu směrem dovnitř. Nižší frekvence pronikají hlouběji do materiálu.

**Selektivní ohřev** – Mikrovlnný ohřev dovoluje ohřívát lokálně, a to dvěma způsoby. Buď lokálním aplikátorem s vlnami o určité frekvenci, nebo dle obsahu vody v materiálu. Využívá se například v sušení, kdy se vlnami ohřívá pouze voda.

**Teplotní úlet** – Tento efekt vzniká u látek, jejichž schopnost absorbovat energii z vln roste s rostoucí teplotou. Využívá se například při tavení skla.

Neteplotní účinky jsou všechny ostatní účinky krom výše uvedených. Zatím však nebylo dokázáno, že, byť nepřímo, nesouvisejí s teplotními. Jedná se především o různé změny propustnosti membrán pro největší skupiny iontů - draslíku, vápníku, sodíku a chlóru. Z nich pak vyplývají změny v chování, snížená soustředěnost, změny tlaku krve a podobně. Tyto neteplotní účinky však zatím nejsou zohledňovány ani v normách, které se soustředí na neionizující záření.

## **2.9 Rešerše využití technologie vysokofrekvenčního ohřevu ve světě**

### **2.9.1 Mikrovlnné technologie využívané v průmyslu**

Z vysokofrekvenčních pásem se pro průmyslové aplikace spojené s ohříváním užívají frekvence od 1 do 300 MHz, přičemž toto pole je rozděleno na dvě části – radiofrekvenční a mikrovlnnou. Ideálně by každý materiál měl ideální frekvenci, která by závisela na jeho ztrátovém činiteli a rezonanční frekvenci. Vzhledem k tomu, že frekvenční oblasti pro

jednotlivá použití se prolínají, takže by dielektrický ohřev rušil například vysílání, bezdrátovou komunikaci nebo satelitní přenos, byly pro průmyslové, vědecké a medicínské využití vybrány speciální frekvence. Nejběžněji užívané radiofrekvence jsou 13,56 MHz a 27,12 Mhz a mikrovlnné 896 MHz a 2450 MHz. Frekvence se liší dle druhu aplikace. Zatímco nižší frekvence pronikají hlouběji do materiálu a zde teprve konají práci – ohřívají, vyšší frekvence, tedy kratší vlny se do materiálu nedostanou tak hluboko. Například mikrovlnné trouby v domácnostech využívají vysoké frekvence s délkou vlny okolo 12 centimetrů. Vzhledem ke konstrukci takových trub je tudíž vhodné, aby se ohříváný materiál v malém prostoru trouby otáčel, aby došlo k homogennímu prohřátí.

Vysokofrekvenční ohřev a jeho variace je ve světě využíván jak ve zdravotnictví a v domácnostech, tak především v průmyslu. Mezi největší přednosti tohoto způsobu ohřevu patří ekonomická a ekologická šetrnost. Dále také větší účinnost či menší nároky na energii a prostor. Pro mnoho průmyslových aplikací je vysokofrekvenční ohřev vhodnější volbou než dříve užívané systémy. O správnou funkci těchto výrobních technologií se dnes starají vysoce automatizované systémy, které nejenže kontrolují teplotu v mase výrobku, ale i polohu výrobku vůči elektrodám a také zpětnovazebně zjišťují příkon a ztrátu na elektrodách. Pro některé technologie ohřevu, které zmíníme, existují dnes různé hybridní systémy, kterými je možné zužít zbytkovou energii z ohřevu. Jedním z nich je například systém ohřevu vody zbytkovými vlnami, kdy za ohříváním materiálem ve směru vln je umístěn výměník na vodu, která se vlnami, které se k ní dostanou, ohřívá. Toto teplo může být následně dále zužitkováno například na vytápění kanceláří, či zpětně recyklováno. Existuje mnoho různých možností, jak zužít výhody vysokofrekvenčního ohřevu, ty nejdůležitější z nich budou uvedeny v následující kapitole.

Vysokofrekvenční ohřev, jeho konfigurace a úspěšnost v jednotlivých odvětvích záleží na správném nastavení mnoha parametrů. Jedním z nich je například vlastní tvar tělesa, frekvence vlnění, konduktivita, objem, počáteční a výsledná požadovaná teplota, dielektrické vlastnosti tělesa, ztrátové faktory, obsah vlhkosti, celistvost a mnoho dalších. Ty všechny je třeba vzít v úvahu pro úspěšný výsledek.

### **Ohýbání a svařování plastů:**

Jedním z nejdůležitějších využití vysokofrekvenčního ohřevu je ohýbání a svařování plastů. Vzhledem k interakci plastu s vysokofrekvenčním elektromagnetickým polem je možné plast zahřát do té míry, kdy jsou stroje schopné ho bez poničení ohnout, či ještě více, kdy je možné svařit dva kusy plastu k sobě. Tyto technologie se využívají především v automobilovém průmyslu na různé palubní díly. Pro zlepšení vlastností umělé hmoty a jejích schopností se ohřát dielektrickým ohřevem se přidávají různá aditiva, která z plastů dělají výhodnou surovinu právě pro tento ohřev. Využívá se radiofrekvenční části spektra, nejčastěji dohodnuté frekvence 27,12 MHz. Frekvence transformovaná radiofrekvenčním generátorem ze síťové frekvence 50 Hz je přiváděna na elektrody umístěné například na ohýbací lince. Ve chvíli, kdy je teplota materiálu dostatečná pro bezpečný ohyb začne působit na materiál tlak tak, aby vytvaroval požadovaný díl. Při sváření umělé hmoty je tok vln zaměřen bodově, případně lineárně na svár, čímž se omezuje nebezpečí znehodnocení dílu. Pro odlévání plastické hmoty je třeba ji přehřát až do fáze, kdy teče, pro tento účel se také užívá vysokofrekvenční ohřev.

### **Tavení skla:**

Při frekvenci 2450 Mhz se také taví sklo, ačkoliv studené sklo neabsorbuje energii z mikrovln dobře, pokud se vysokoenergetický paprsek zaměří do jednoho bodu, v tomto bodu se sklářský kmen nataví a tavný proces se pak rozšíří do celého tělesa. Roztavené sklo absorbuje energii daleko lépe a je možné ho ohřívat i nadále mikrovlnami v celém objemu. Patent na takovou sklářskou pec vlastní Ústav chemických procesů Akademie věd České republiky.

### **Pečení a ohřev potravin:**

Vysokofrekvenční ohřev potravin není otázkou pouze osobního využití – užívání mikrovlnných trub v domácnostech. Průmyslově se touto metodou například pečou sušenky. Díky vlastnostem dielektrického ohřevu, k nimž patří rovnoměrnost ohřevu při správném zvolení parametrů, se tato metoda jeví jako ideální pro pečení suchých potravin, či



dehydrataci potravin. Vzhledem k tomu, že ztrátový faktor vlnění v těchto potravinách není veliký, závisí zahřátí materiálu a výsledná teplota nejvíce na obsahu vody v jídle. Při dehydrataci potravin tudíž nemůže dojít ke spálení, či znehodnocení přehřátím, jelikož se ve chvíli, kdy se teplem vzniklým ve vodě ohřeje okolí jednotlivých molekul vody a voda se díky tomu odpaří, přestane se masa ohřívat, nebo bude vznikat pouze velmi málo tepla – díky již zmíněnému velmi malému ztrátovému faktoru je zajištěna dobrá prostupnost vlny materiálem. Při správném zvolení parametrů ohřevu se tedy voda zahřeje na potřebnou teplotu ještě před vypařením a touto teplotou se poté zboží dopeče. Metoda se používá často v kombinaci s předeřevem, nebo dohřevem pro zajištění ideální kvality výrobku. Právě u výrobních linek na pečené zboží často funguje recyklace energie. Energie, která se nezužítkuje na ohřátí výrobku, se zužítkuje na ohřátí vody ve výměníku, ta pak může sloužit právě pro předeřev, dohřev, nebo pro vytápění a podobně.

Stejně, jako se vysokofrekvenční ohřev uplatňuje u pečení sušenek, existuje mnoho dalších odvětví potravinářského průmyslu. Při průmyslovém pečení a přípravě masa je mikrovlnný ohřev prostředkem pro snížení nákladů na provoz. Pečení slaniny, kuřat, měkkého pečiva jako koblih, chlebu, vysoušení zeleniny a dalších pokrmů, ale i džusových koncentrátů, vysoušení bramborových lupínků, příprava párků, ale i rozmrazování a mnoho dalších odvětví využívá výhod vysokofrekvenčního ohřevu.

### **Vysoušení:**

Další, taktéž důležitou možností využití je vysokofrekvenční vysoušení. To má dnes širokou škálu použití. Jedním z nich je vysoušení oblečení. Při barvení, průmyslovém praní ve výrobnách či odbarvování látek se látky namáčejí. Po provedení požadovaných úkonů, či před expedicí je nutné látky či již hotové kusy oblečení vysušit. Stejně jako u pečeného zboží, i zde je vysokofrekvenční ohřev velmi výhodnou možností, zvláště v kombinaci s dalšími technologiemi. Vysokofrekvenční ohřev neničí vlákna a zároveň je omezeno vznikání teplotních gradientů, které by mohly oblečení vlákna taktéž ohrozit. Účinnost ohřevu je výborná až dokud obsah vody v materiálu nepřekročí spodní hranici zhruba 10%, poté nastupují další systémy. V závislosti na obsahu vody je tedy materiál ohříván a voda se z něj podle dříve zmíněných mechanismů odpařuje, aniž by došlo k deformaci, znehodnocení, spálení látek či degradaci barev. Existuje několik patentovaných systémů vysoušení oblečení.

Jedním z prvních a dodnes užívaných je systém ARFA (Air, radio-frequency assisted), který kombinuje vysokofrekvenční ohřev s ohřevem horkým vzduchem vyfukovaným z trysek. Tato kombinace poskytuje několik výhod, první z nich, že foukaný horký vzduch plní dvě základní funkce – ohřívá a prouděním odvádí vlhkost, čímž se mnohanásobně zvyšuje efektivnost vysoušení. Druhý, při tomto ohřevu není třeba, aby vysokofrekvenční ohřev vykonával takovou práci. Stačí, aby předeheřl vnitřní vrstvy látky, zbytek již dodělá horký vzduch. Třetí výhodou je, že i při kontinuálním ohřevu, například na výrobní lince látky, je ohřev stále rovnoměrný a oproti zastaralým metodám několikrát rychlejší při použití daleko menší energie. Takovouto kombinací technologií při správném nastavení ohřevu se nejen docílí vyšší efektivity, dalekosáhle vyšší rychlosti a z toho plynoucí šetření prostředky jak na energiích, tak sekundárně i na kazových výrobcích, jejichž produkce je touto technologií silně omezena, ale z těchto argumentů v neposlední řadě vyplývající vyšší ekologičnosti.

Vysoušení oblečení ale není jedinou možností využití těchto vlastností vysokofrekvenčního ohřevu. Podobně jako oblečení a látky se suší také dřevo nebo papír – v jedné z koncových částí výroby papíru je již hotova kompletní báze pro papír tak jak ho známe. V tenkých vrstvách je pak třeba ji vysušit. Pracuje se se systémem velmi podobným systému ARFA, avšak válce, přes které je papír navíjen, jsou také vyhřívané a vysokofrekvenčním ohřevem se papír pouze dosouší. Tento způsob sušení je velmi šetrný a nedeformuje papír při zachování jeho vlastností. Podobným způsobem se také vysouší dřevo. Mikrovlnný generátor je umístěn před plochu, kterou chceme vysušit a velmi šetrným ohřevem je docíleno vysoušení masy bez narušení její homogenity a pevnosti. Uvedme ještě jeden důležitý příklad sušení vysokofrekvenčním elektromagnetickým proudem. Je jím vysoušení keramiky před samotným výpalem. V průmyslových výrobnách keramického zboží, ať již uměleckého, nebo užitkového je nutné keramické výrobky vysušit. Tento proces je velmi náročný na stálost prostředí vzhledem k požadovaným vlastnostem výsledného výrobku. Za pomoci vysokofrekvenčního ohřevu je možné vytvořit teplotně stálé prostředí nutné pro správné vysoušení a vytvrnutí výrobku.

### **Další využití mikrovln:**

Možností vysokofrekvenčního ohřevu je využíváno nejen při sušení. Z dalších jmenujme například předeheřování a vulkanizace gumy, například u pneumatik. Obecně je také

možné tento ohřev využívat k vytvrzování jakéhokoliv materiálů, u kterého teplota během tvrdnutí ovlivňuje výslednou strukturu. Jsou známa využití vysokofrekvenčního elektromagnetického ohřevu k obnovení struktur. Například při opravách silnic, kdy je povrch a určitá část pod povrchem rozžhavana do té míry, že se všechny roztavené části znovu prováží. Také se za pomoci tohoto ohřevu odsiřuje uhlí, suší se farmaceutické přípravky a léky citlivé na přehřátí, uplatňuje se při zpracování tabáku. Pro rozhánění davů byla v USA dokonce vyvinuta zbraň, která krátkým pulzem ohřeje určitý prostor – tudíž vše, co obsahuje vodu – dav. Zbraň nemá likvidační charakter a nezpůsobuje trvalé následky, avšak pulz o frekvenci 95 GHz způsobuje intenzivní bolest. Aplikací je nespočet.

Průmyslové využití vysokofrekvenčního ohřevu je jistě výhodným doplňkem ostatním metodám. Společně s možnou přesnou nebo plošnou/komplexní aplikací, dosažitelným výkonem, účinností a šetrností k životnímu prostředí se za posledních 50 let stal plošně využívanou metodou, k čemuž jistě přispěl i rozvoj mikroelektroniky a s tím spojené snížení nákladů. [4]

### **2.9.2 Mikrovlnné technologie využívané v medicíně**

Mikrovlny jsou dnes využívány ve zdravotnictví k léčebným a diagnostickým metodám, a jako šetrný a bezpečný způsob ohřevu se staly nedílnou součástí metod užívaných zdravotnictvím. Krom přístrojů, jejichž princip je postaven na mikrovlnách se užívá tohoto vlnění také jako doplňkové techniky k jiným metodám z důvodu zlepšení samotných léčebných či diagnostických výsledků těchto metod.

#### **Mikrovlnná hypertermie:**

Využití mikrovlnné hypertermie hledejme především v onkologii. Již 3000 let před našim letopočtem byla Egypťanům známa zvýšená citlivost nádorové tkáně na teplo. Zdravá buňka lidského těla snese přibližně 45°C, naproti tomu nádorová buňka přežívá pouze do teploty zhruba 42°C. Charakter nádorové hmoty, jež působí homogenně a kompaktně a zároveň jako živá tkáň svým obsahem vody zaručuje vyšší vnímavost mikrovlnnému ohřevu a ve spojení s již zmíněnou citlivostí na teplotu a možností lokálního mikrovlnného ohřevu je

možné selektivně likvidovat nádorové buňky hypertermií. Tato léčebná metoda je od roku 1970 široce využívána po celém světě a je nejvyužívanější aplikací mikrovln v lékařství.

Užité frekvence se pohybují již od 13,56 MHz pro lokální hloubkový ohřev přes několik dalších frekvencí užívaných v lékařství až k 2450 MHz pro malou hloubku aplikace, přibližně 1,5 cm. Různé frekvence s permitivitou si můžete prohlédnout v následující tabulce.

**Tabulka 2.3 – Nejvyužívanější frekvence a vlastnosti tkání v závislosti na nich pro tkáně s vysokým respektive nízkým obsahem vody. [2]**

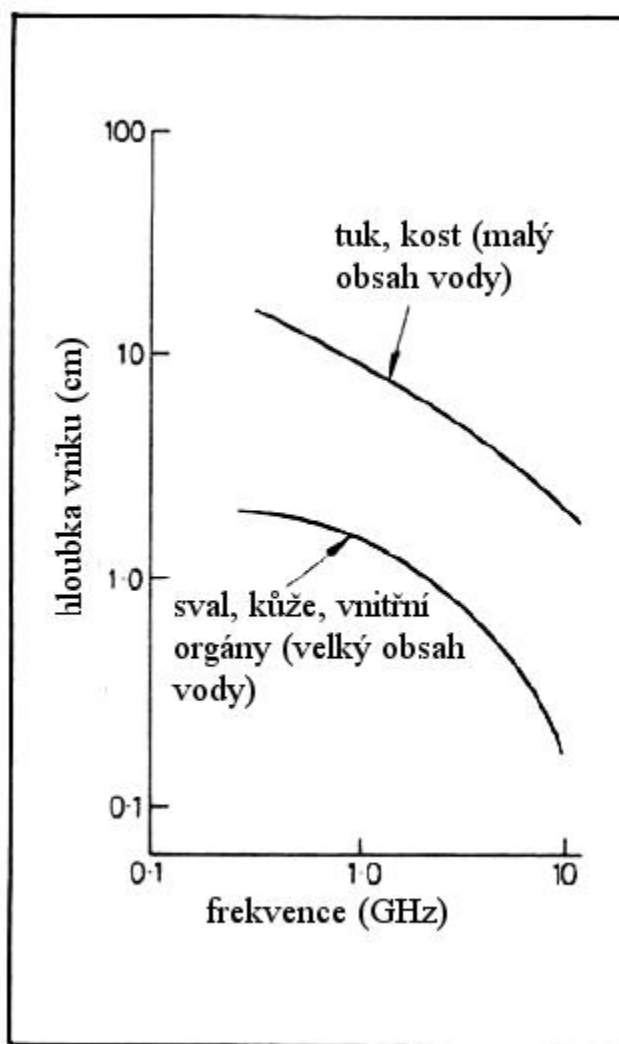
Frekvence f [MHz]	Relativní permitivita $\epsilon_r$	Měrná vodivost $\sigma$ [S/m]	Efektivní hloubka vniku $\delta$ [cm]	Efektivní hloubka vniku $d_{1/2}$ [cm]	Využití
13,56	160/-	0,62/-	20/-	7,7/-	Hloubkový lokální ohřev do 4-8 cm, někdy i více.
27,12	113/20	0,65/0,02	14/200	5,4/77	
40,68	97/14	0,72/0,03	11/120	4,2/46	
433,92	53/5,6	1,20/0,08	3,6/30	1,4/11,5	Hloubka do 2 – 4 cm, mírně podpovrchové aplikace
2450	49/5,5	2,21/0,16	1,7/10	0,7/3,9	Ohřev svalových tkání (1,5 cm), okolí důležitých orgánů u povrchu (např. ledviny)

Je zřetelné, že vyšší frekvence dosahují nižší efektivní hloubky vniku a naopak. Této vlastnosti se využívá při vyhodnocení nejvhodnější frekvence a výkonu pro určitý zákrok.

V Mikrovlnné hypertermii lze ovlivnit mnoho faktorů samotného přístroje pro tuto technologii, čímž lze docílit ideální možnosti ohřevu pro dané onemocnění, či terapii. Jsou jimi například frekvence vlnění (viz graf 2.1) Graf 2.1, tvar vlny či celkový výkon. Tvar vlny a sbíhavost či rozbíhavost paprsku vln určuje společně s užitou frekvencí terapeutický cíl a s ním spojený účinek celé terapie.

Při intrakavitární termoterapii je například aplikátor umístěn uvnitř dutiny, kterou je třeba léčit a paprsky vln z něj vycházející mají vysoké frekvence a rozbíhavý charakter. Tím

je zaručen plošný účinek s malou hloubkou vniku – tudíž bezpečí pro okolní tkáně a orgány. Naopak při regionální terapii je aplikátor umístěn vně těla pacienta a paprsky jeho vln mají sbíhavý charakter. Při správném nastavení je docílena kumulace výkonu do místa, kde se koncentruje nejvíce paprsků – zaručuje se lokální terapie bez rizika poškození okolní tkáně a především tkáně, kterou musí vlny překonat k požadovanému cíli a to vše bez operačního zákroku. V následujícím grafu je vidět závislost hloubky vniku do tkáně na frekvenci. [2]



**Graf 2.1 – Hloubka vniku do tkání (osa y) v závislosti na frekvenci (osa x). [3]**

Teplota ohřívání tkáně se měří pomocí sond, z nichž alespoň jedna musí být umístěna přímo v tkáni. Užívají se především tři druhy těchto sond: termočlánky (založené na Seebeckově efektu<sup>1</sup>), termistory a zdravotnické optické teploměry.

### **Mikrovlnná diatermie**

Jejím cílem, na rozdíl od hypertermie, není nemocnou tkáň zničit zvýšenou teplotou, ale pouze ji prohřát. Z toho také plyne využití. Diatermie je užívána především při rehabilitačních léčbách, či jako pomocný prostředek pro léčbu zánětu, taktéž k tlumení bolesti při revmatických onemocněních, ale má široké využití i při léčbě dalších nemocí, například astmatu.. Požadovaná teplota je pouze 41°C. Hlavním účinkem je zvýšená permeabilita kapilár, přetrvávající až 48 hodin.

Mikrovlnná diatermie využívá frekvenci 2450 MHz při výkonu 10 – 220 W (v závislosti na použití). Aplikuje se především extrakorporálně plošným aplikátorem.

Existuje také diatermie krátkovlnná, využívající frekvence od 13,56 MHz do 5,8 GHz.  
[11]

### **Rostoucí implantáty**

Při implantaci některých kostních náhrad je nutné počítat s tím, že bude potřeba jejich prolongace, zvláště u dětí. Mechanismem tohoto využití mikrovln je, že namísto několika po sobě následujících operací, kdy se mění implantát za stále delší a delší, je voperován implantát z materiálu reagujícího na teplo roztažením především v jednom směru. Teplo potřebné k roztažení by bylo v materiálu vyvoláno právě mikrovlnami. Tato metoda je zatím ve stádiu pokusů, avšak skýtá velký potenciál nejen ve zdravotnictví.

---

<sup>1</sup> Seebeckův efekt znamená, že jsou-li dva vodiče z různých kovů spojeny do uzavřeného obvodu a mají-li různou teplotu  $T_1$  a  $T_2$ , protéká obvodem elektrický proud

## **Mikrovlnný skalpel**

Mikrovlnný skalpel funguje na podobném principu, jako elektrochirurgie. V ní je teplo potřebné ke koagulaci a k samotnému chirurgickému výkonu generováno zkratem v místě kontaktu tkáně s aplikátorem. Mikrovlnný skalpel generuje teplo pomocí mikrovln vysílaných do okolí aplikátoru. Na rozdíl od elektrochirurgie však neřeže samotným teplem. Výkon je prováděn mechanickou cestou klasickým ostřím, avšak ve skalpelu je generátor vln a tepla je užíváno právě ke koagulaci a omezení krvácení.

Mezi další možnosti terapeutického využití mikrovln v lékařství patří například mikrovlnná termokoagulace, kdy se tkáň ohřívá na teploty vyšší než 45°C, či mikrovlnná angioplastika. Využívá se v kardiologii při léčení například aterosklerózy. Do léčené cévy je vsunut katétr s balónkem s aplikátorem mikrovln. Balónek cévu roztahuje a teplo vyvolané mikrovlnami narušuje aterosklerotické pláty. Někdy jsou přístroje pro hypertermii či jinou termoterapii využívány k dalším účelům. Můžou jimi být například rozmrazování tkání po kryogenních operacích, či jiné aplikace, z nichž většina je stále ve stádiu výzkumů či pokusů.

## **2.10 Teplotní hospodaření lidského organismu**

Lidské tělo je nastaveno, aby udržovalo vnitřní teplotu na přibližně 36,5°C. Pro udržení této teploty je nutné udržet rovnováhu mezi teplem vzniklým metabolismem samotného organismu, teplem přijatým z vnějšího prostředí a teplem vydaným vnějšímu prostředí. V širokém rozsahu teplot je lidské tělo schopné, na rozdíl od studenokrevných živočichů, teplotu udržovat samo.

Udržování teploty má na starosti termoregulační centrum uložené v hypothalamu. Teplota 36,5°C však není udržována stále, nýbrž se cirkadiánně mění v řádu desetin stupňů.

Teplota 36,5°C je udržována pouze v centrální části těla, do ostatních částí se dostává pomocí krve jako přenašeče tepelné energie, či při svalové práci, kdy teplo vzniká jako ztrátová energie. Ostatními částmi v tomto případě nejsou pouze periferie jako nohy, ruce, nebo uši, ale také samotná kůže.

Při předávání tepla v rámci těla či v rámci těla s okolím se uplatňují základní fyzikální principy: kondukce (vedení), konvekce (proudění), radiace (sálání), evaporace (vypařování).

## **2.11 Biologické roztoky**

V následující kapitole popíšeme dva základní biologické roztoky, které je třeba ohřívát. Jsou jimi krev a fyziologický roztok. Krev jako tekutina nezbytná pro život a fyziologický roztok jako tekutina běžně užívaná v klinické praxi.

### **2.11.1 Krev**

Předně je nutné brát krev zároveň jako tekutinu a zároveň jako jakousi plovoucí tkáň lidského těla. Krev je spojovacím článkem mezi jednotlivými buňkami a zevním prostředím. Z toho vyplývá, že zajišťuje jejich výživu, transport živin, hormonů, vitamínů a dalších látek k buňce a transport odpadních látek z buňky ven zpátky do okolního prostředí.

Přední funkcí krve je její funkce transportní. Krev přenáší dýchací plyny, živiny a zplodiny látkové přeměny ale díky přenosu hormonů a vitamínů se také účastní na látkovém řízení funkcí organismu. Jednou z důležitých funkcí je poté rozvod tepla po těle – krev jako nosič tepla s tepelnou kapacitou je schopná transportovat tepelnou energii do periferií těla a tím, společně s udržováním pH a tlaku se také podílí na homeostaze vnitřního prostředí organismu. Extrémně důležitou funkcí krve je poté obranná funkce – krev jako součást imunity je schopna likvidovat nežádoucí mikroorganismy. Na všech funkcích krve se nemalou měrou podílí krevní oběh a jeho všechny části.

Krev jako médium pro rozvod tepla po těle úzce spolupracuje s cévním řečištěm. Pokud organismus cítí zimu, cévní řečiště bez vědomí organismu zužuje cévy v periferiích, soustředí více tepla do hlavy a těla a tím zabraňuje dalším únikům tepla, které vznikají při předávání tepla z krve právě ochlazeným periferiím, které stejně nejsou schopné teplotu udržet. Při transfúzi krve do těla je tudíž jasné, že neohřátá krev může změnit teplotu celého organismu, případně může organismus vyčerpávat. Je totiž nutné vydat určité množství energie pro ohřátí na teplotu organismu, což může být při náročnějších zákrocích, nebo při silnějším vyčerpání organismu nebezpečné.



Celkové množství krve u dospělého člověka je u muže zhruba 5,5 litru, u ženy o litr méně. Celkový objem krve je regulován obsahem vody v krvi. Pokud se jedinec například rychle napije velkého množství vody, větší množství vody přestoupí z krve do tkání, aby nedošlo k razantnímu navýšení objemu. Při ztrátě krve je dospělý člověk schopen snést ztrátu krve přibližně 550ml. Ztráta 1500ml krve již ohrožuje život. Pokud je krvácení pomalé, je hraniční objem ztracené krve přibližně 2500 ml.

Krev se skládá ze dvou základních složek – krvinek a plazmy. Jejich vzájemný poměr je (krvinky:plazma) 44:56 u mužů, 41:59 u žen. Tento poměr se nazývá hematokrit. [7]

Plazma je tekutá složka krve. Má vazkou konzistenci a obsahuje mnoho bílkovin, které se podílejí především na udržování objemu krve – to zajišťuje například bílkovina albumin, dále se podílejí na imunitě, kdy přenášejí některé protilátky – bílkoviny globuliny, a poté na srážení krve, kdy bílkovina fibrinogen je substancí pro vláknitý fibrin, na jehož síti, která se vytvoří v místě poškození cévy, se zachytávají krevní destičky. Krom těchto bílkovin obsahuje krevní plazma také cukry.

Krevními elementy jsou červené krvinky, které zajišťují přenos dýchacích plynů, bílé krvinky, jejichž hlavním posláním je zajišťovat imunitu a krevní destičky, které zacelují poškozené cévy.

### **2.11.2 Fyziologický roztok**

V medicíně velmi užívaným roztokem je roztok fyziologický. Jde o roztok vody a sodnochloridné soli, chloridu sodného, NaCl. Koncentrace tohoto roztoku se nejčastěji pohybuje okolo 0,95%, podle použití se však může lišit. Díky tomu, že se se svojí osmolaritou nejvíce blíží krevní plazmě, je možné jej využívat k aplikacím, kde by jiné roztoky ovlivnili osmolaritu krve. Tento roztok je tedy isotonický s krevní plazmou.

Nejčastěji se užívá jako nosič jiných léků, laicky lze říci ředidlo pro léky, které je nutné aplikovat intravenózně. Díky vlastnostem fyziologického roztoku není ohrožena osmolarita. Například při jednorázové aplikaci většího množství vody do cévy je možné, že by červené krvinky popraskaly právě díky jiné osmolaritě vody. Jako příklad je možné uvést třešně po dešti, které díky tomu, že uvnitř třešně je koncentrovanější prostředí než má samotná voda, vodu nasávají – snaží se vyrovnat koncentrace na obou stranách membrány (v

případě třesně slupky) a poté prasknou, jelikož nemají dostatečný objem pro nasátí takového množství vody, aby byly koncentrace srovnatelné. To souvisí také s charakterem samotné membrány. Fyziologický roztok má tedy podobnou koncentraci – osmolaritu, jako zbytek krevních součástí a tím je neohrožuje.

Fyziologický roztok se také často podává jako infúze (odtud infuzní roztok, viz obrázek 2.2). Děje se tak v případech dehydratace pacienta. Vzhledem k charakteru tohoto roztoku dodá pacientovi potřebné množství vody, aniž by ho zatěžoval jinými látkami nebo samotným pitím. Častěji se však užívá Ringerův roztok, který krom iontů sodíku a chloru obsahuje také ionty draslíku a vápníku. V případech užití infuze je totiž pravděpodobné, že pacient nepřijímá tyto životně důležité ionty jinou cestou a je tudíž zaručen přísun iontů do těla.

V případě, že má pacient špatně fungující termoregulaci, nebo je podchlazený, je třeba fyziologický roztok předeřít a také v průběhu trvání infuze ohřívat. Snižuje se tak možnost zhoršení pacientova stavu v důsledku dalšího ochlazení, ale je také možné dosáhnout zlepšení jeho stavu v důsledku ohřátí jeho organismu teplým roztokem. Tento systém je nebývale účinný, jelikož přepravuje teplo do celého objemu pacienta s malými ztrátami a vysokou rychlostí. Je využíván především v akutní medicíně.



**Obrázek 2.2 – Možná balení fyziologického roztoku (vlevo firma Infusia a.s., objem 500 ml; vpravo firma InMediecs s.r.o., objem 500 ml)**

### 2.11.3 Teplotní manipulace s roztoky

Každý roztok se ohřívá z různých teplot o jiné  $\Delta T$ . Krev, která se uskládá při 2-6°C, se nejčastěji ohřívá pasivně na teplotu blízké pokojové teplotě, tedy přibližně 25°C. Pouze v případě potřeby transfuze velkého množství krve do jednoho pacienta, například u polytraumat, je nutné krev předehřívát ve vodních lázních či ohřívát průtokově, maximálně však na fyziologickou teplotu 37°C. Pokud není zajištěn tento předehřev, může z důvodu rychlé obměny velkého množství chladné krve dojít k podchlazení pacienta. Po transfuzi 25-30 studených jednotek totiž může dojít k podchlazení pacienta až na 26°C.

Fyziologický roztok se skladuje při pokojové teplotě ve skladech na jednotlivých odděleních. Předehřívá se při zhoršené termoregulaci pacienta, nebo při podchlazení. Průtokový ohřev i předehřev je většinou regulován maximálně na fyziologickou teplotu 37°C, aby nedošlo k poškození pacienta hypertermií.

Pro výpočet energie nutné k ohřátí krve a fyziologického roztoku budeme pracovat s objemem 500 ml jako s nejběžnější dávkou u obou zmíněných. U obou tekutin použijeme

stejný postup výpočtu, kdy nejprve z objemu a vzorce pro výpočet hustoty určíme hmotnost jednotlivých objemů a poté dosadíme do vzorce pro výpočet tepla (rovnice 2.10).

**Krev**

$$c_{\text{krev}} = 3594 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$$

$$\rho_{\text{krev}} = 1060 \text{ Kg} \cdot \text{m}^{-3}$$

$$V = 500 \text{ ml} = 0,0005 \text{ m}^3$$

$$\Delta T = 19^\circ \text{K}$$

#### 1) Výpočet hmotnosti

Hmotnost vypočítáme ze vzorce pro hustotu:

**(2.13)**

$$\rho = \frac{m}{V}$$

z toho tedy

$$m = \rho * V$$

dosadíme

$$m = 1060 * 0,0005$$

$$m = 0,53 \text{ Kg}$$

#### 2) Výpočet tepla

Pro výpočet tepla poté stačí pouze dosadit všechny známé hodnoty do rovnice:

$$Q = m * c * \Delta T$$

dosadíme

$$Q = 0,53 * 3594 * 19$$

$$Q = 36191,6 J$$

Vypočítané  $Q$  je teplem potřebným pro ohřátí krve o její specifické měrné tepelné kapacitě o  $19^\circ$ , ačkoliv je zanedbána změna  $c$  závislá na teplotě. Takové teplo je nutné dodat krevní konzervě o objemu 0,5 litru k ohřátí z teploty, při které je krev skladována na pokojovou teplotu. Toto  $\Delta T$  je nejběžnější změnou teploty, kterou krev po transfuzi prochází, jelikož krev je skladována při  $2-6^\circ\text{C}$  a podává se nejčastěji ohřátá blízko k pokojové teplotě. Vzhledem k povinnosti lékařského personálu dostat krev z transfúzní stanice k pacientovi během půl hodiny musí krevní konzerva přijmout alespoň přibližné množství tepla z okolního prostředí, nebo je nutné konzervu přehřát ve vodní lázni.

### **Fyziologický roztok**

Vzhledem k nízké koncentraci fyziologického roztoku lze příměs NaCl zanedbat a počítat s údaji platnými pro vodu.

$$c_{\text{ONaCl}} = 4180 \text{ J} \cdot \text{Kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$$

$$\rho_{\text{ONaCl}} = 1000 \text{ Kg} \cdot \text{m}^{-3}$$

$$V = 500 \text{ ml} = 0,0005 \text{ m}^3$$

$$\Delta T = 17^\circ\text{K}$$

#### **1) Výpočet hmotnosti**

Hmotnost vypočítáme ze vzorce pro hustotu:

$$\rho = \frac{m}{V}$$

z toho tedy

$$m = \rho * V$$

dosadíme

$$m = 1000 * 0,0005$$

$$m = 0,5 \text{ Kg}$$

## 2) Výpočet tepla

Pro výpočet tepla poté stačí pouze dosadit všechny známé hodnoty do rovnice:

$$Q = m * c * \Delta T$$

dosadíme

$$Q = 0,5 * 4180 * 17$$

$$Q = 35530 \text{ J}$$

Takové teplo je nutné k ohřátí fyziologického roztoku o 17°. Tento rozdíl teplot je u fyziologického roztoku nejběžnější, jelikož fyziologický roztok se skladuje v klimatizovaných skladech na nemocničních odděleních a nejčastěji se ohřívá právě na fyziologickou teplotu lidského těla. Rozdíl 20°C ve skladu a 37°C lidského těla dává právě oněch 17°. Fyziologický roztok je nejčastěji předeříván vodní lázní.

Hodnoty teplot v následující tabulce jsou voleny z nejčastějších teplot, z nichž se roztoky ohřívají. U krve jsou to hraniční teploty, za kterých se v krevních bankách konzervy skladují a pokojová teplota 25°C, u fyziologického roztoku je to přibližná skladovací teplota, pokojová teplota a teplota snižená. U obou tekutin jde potom o teplo vypočtené z rozdílů teplot, který je určen při ohřevu na pokojovou teplotu a na fyziologickou teplotu lidského těla, která byla zvolena na 37°C.

**Tabulka 2.4 – Vypočtené hodnoty tepla pro ohřátí tekutin na určitou teplotu.**

Krev				Fyziologický roztok			
Počáteční teplota [°C]	Požadovaná teplota [°C]	$\Delta T$ [°C]	Teplo [J]	Počáteční teplota [°C]	Požadovaná teplota [°C]	$\Delta T$ [°C]	Teplo [J]
2	25	23	43810,9	10	25	15	31350
2	37	35	66668,7	10	37	22	45980
6	25	19	36191,6	20	25	5	10450
6	37	31	59049,4	20	37	17	35530
25	37	12	22857,8	25	37	12	25080

## 2.12 Existující systémy ohřevu krve a fyziologického roztoku

Existuje celá řada způsobů, jak ohřívat krev nebo fyziologický roztok. Dělí se dle základních vlastností, například zda je ohřev možné využít urgentně, nebo dlouhodobě, také podle způsobu ohřevu a podobně.

Jsou tři základní možnosti využití ohřevu. Jsou jimi rozmrazování, ohřev v akutní péči a ohřev v reálném čase, a posledním je přehřev. Všechny možnosti do sebe navzájem zasahují.

### Rozmrazování

Při rozmrazování nebo ohřevu z nízkých teplot blízkých nule se nejčastěji užívá šetrný ohřev ve vodní lázni (viz obrázek 2.6), kdy dochází k jednoduché tepelné výměně. Lázeň, ve které je ponořen roztok, je ohřívána na teplotu, kterou požadujeme i u roztoku a čerpadly stále promíchávána pro rovnoměrné rozložení teploty. Vzhledem k charakteru tohoto ohřevu se jedná z hlediska manipulace s roztokem o nejšetrnější způsob rozmrazování a ohřevu, avšak tato výhoda je vykoupena delší dobou ohřevu na požadovanou teplotu. Zvláště pokud rozmrazujeme z teplot hluboko pod nulou. Například krevní plazma je uchovávána při  $-80^{\circ}\text{C}$ ,

některé krevní deriváty až při  $-160^{\circ}\text{C}$ , nejméně se však zamrazuje na  $-30^{\circ}\text{C}$  (při šokovém zamražení).

Na podobném způsobu, v zařízeních nazývaných termoboxy, je také možné tekutiny ohřívat a rozmrazovat. Termobox nemá vodní lázeň, avšak v zahřívané komoře udržuje ohříváním vzduchu teplotu přesně na zvolené úrovni, funguje na principu jednoduché klimakomory.. Termoboxy se využívají i na operačních sálech jako místo, kde se skladují ohřáté roztoky připravené k operacím. Je zde však stejná nevýhoda, jako u vodní lázně – prodloužená doba ohřevu.

### **Ohřev v reálném čase – průtokový ohřev**

V některých případech je požadováno, aby byl studený roztok co nejrychleji převeden na teplý nebo aby byla udržena jeho teplota mezi výstupem z těla a vstupem zpět, jak je tomu například u extrakorporální membránové oxygenace. Proto existují přístroje, které jsou schopny ohřívat „za běhu“. Na takový způsob existuje řada mechanismů, které se liší a rozlišují krom své podstaty především schopností ohřívat při různém průtoku. Z toho vyplývá, že některé jsou vhodné především na nižší průtoky při vysoké teplotě a naopak a některé také vhodné na oboje. Při rozhodování, který mechanismus použít se ale nehledí pouze na možnosti přístroje, ale také na cenu.

Nejméně účinný a dnes již mírně zastaralý způsob ohřevu roztoku je ohřev proudem horkého vzduchu, kdy roztok prochází místem, na které fouká horký vzduch a přebírá teplo. Tyto systémy se při vyšších průtocích hodí pouze na udržení teploty již ohřátého roztoku, jelikož nejsou schopny zahřát roztok na požadovanou teplotu během doby, kdy přechází pod proudem vzduchu. Často jsou také užívány k ohřívání krevních derivátů vzhledem ke své bezpečnosti.

Další možností je ohřev pomocí tepelného výměníku. Výměníků je několik druhů a krom techniky ohřevu se liší například i možnostmi nastavit požadovanou teplotu. Někdy je totiž teplota v určitých hranicích regulována pouze průtokem. Nejstarším mechanismem takového ohřevu je výměník, kde trubička s tekutinou prochází tělesem, které je ohříváno odporově na určitou teplotu, vypočítanou tak, aby v krátké dráze tělesem ohřála určité



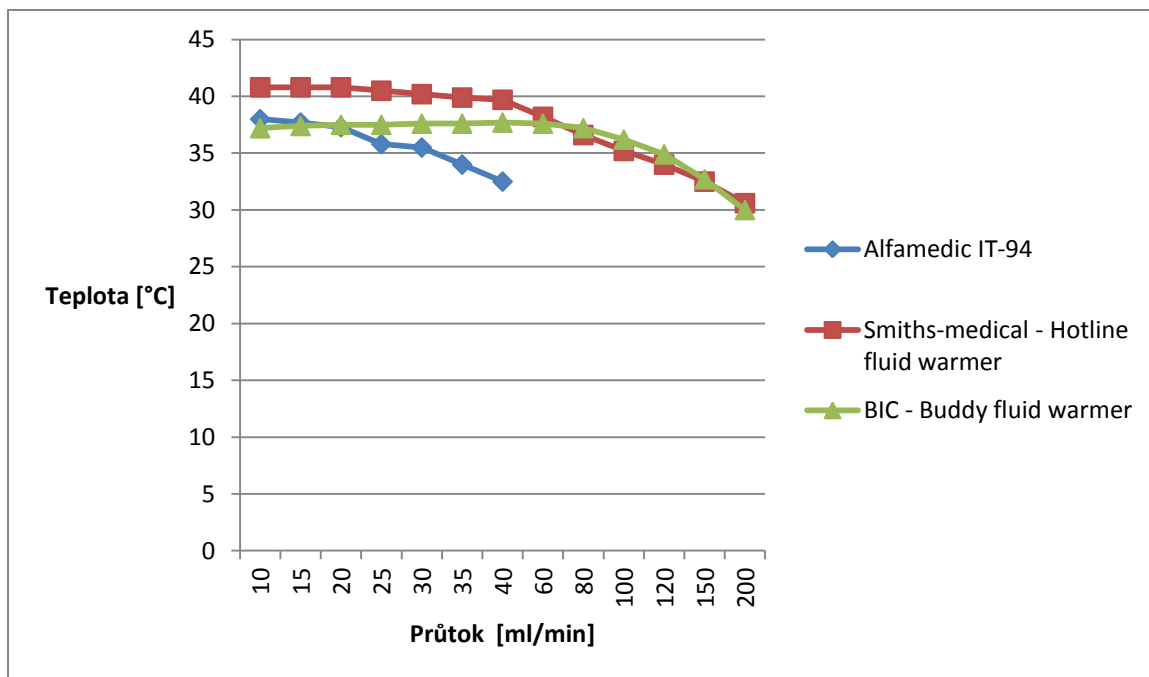
množství tekutiny na požadovanou teplotu. Vnitřkem tělesa často neprochází pouze trubička s tekutinou, ale ta je rozvětvena do jakéhosi kapilárního systému, čímž se zajišťuje vyšší účinnost a ekonomičnost takového přístroje díky nárůstu kontaktní plochy topného tělesa s kapalinou a zároveň i vyšší pravděpodobnost dosažení správné teploty ve chvíli styku s pacientem. To je také často zajištěno umístěním topného tělesa blíže k pacientovi mimo samotný přístroj, jako například u přístroje Buddy fluid warmer (viz obrázek 2.4). Jiným druhem tepelného výměníku je přístroj jménem Hotline (viz obrázek 2.3), kdy je celý vnější patientský okruh obklopen trubicí s protiproudně cirkulující tekutinou ohřívanou na 42°C a tím se ohřívá a udržuje teplota roztoku aplikovaného do pacienta. Bylo zmíněno, že se o použití přístroje rozhoduje v závislosti na jeho možnostech a ceně, respektive ceně jeho provozu a jsou to právě tyto patentované techniky jako například Hotline, kde se tomu tak děje. Srovnání účinností klasického odporového ohřevu (přístroj Alfamedic IT-94), odporového ohřevu kapilárním systémem blíže pacientovi (přístroj Belmont instrument corporation - Buddy fluid warmer) a Hotline systému (přístroj Smiths-medical - Hotline fluid warmer) naleznete v grafu 2.2. Je třeba vzít v úvahu, že přístroj Alfamedic má maximální průtok 2500 ml/hod, to je asi 42 ml/min. Graf ukazuje výše zmíněnou různorodost parametrů jednotlivých přístrojů.



Obrázek 2.3 – Hotline fluid warmer od firmy Smiths – medical [10]



Obrázek 2.4 – Buddy fluid warmer od firmy Belmont instrument corporation [10]



**Graf 2.2 – Srovnání závislosti teploty na průtoku u třech druhů tepelných výměníků [10]**

Krom již zmíněných možností průtokového ohřevu se v poslední době rozmáhá infračervený ohřev, který je velmi rychlý a přesný. Jeho zástupcem je například přístroj Fluido od firmy the Surgical company, který má ve svém těle vyměnitelnou tenkou kazetu, do níž vtéká tekutina a ve které se infračerveným zářením ohřívá (viz obrázek 2.5).



**Obrázek 2.5 – Infračervený ohřívač Fluido od firmy Surgical company (zdroj: [www.indes.eu](http://www.indes.eu))**

### **Předeřev**

V některých případech je nutné mít připravené větší množství předeřtých roztoků a dle spotřeby je doplňovat. Je tomu tak především v místech s více chirurgickými sály, kde je zvýšený obrat těchto tekutin a zároveň vzniká požadavek na jejich teplotu. Nejčastěji jsou v tomto případě používány vodní lázně (viz obrázek 2.6) a termoboxy s kapacitou úměrnou spotřebě, ve které se roztok stihne ohřát alespoň přibližně na požadovanou teplotu.



**Obrázek 2.6 – Vodní lázeň BW-S od firmy Alfamedic (zdroj: [www.alfamedic.cz](http://www.alfamedic.cz))**

Existují samozřejmě i hybridní systémy ve smyslu užití. Například vyhřívané misky užívané na sálech (viz obrázek 2.7), ve kterých se ohřívají oplachovací roztoky a další. Ohřev je regulovatelný v určitém rozsahu teplot a teplo vytváří odporové těleso.

Je nutné si uvědomit, že všechny mechanismy ohřevu a všechny přístroje mají několikanásobné zpětnovazebné bezpečnostní mechanismy, aby nedošlo k ohrožení pacienta nebo znehodnocení tekutiny.

Ohřev biologických tekutin a roztoků se uplatňuje především na odděleních ARO, kde je nutné pracovat s vysokými objemy, čímž vzniká například u krve problém s teplotou. V krevních bankách jsou krevní deriváty a plná krev skladovány v teplotě 2-6°C. V případě polytraumatu, kdy je třeba během krátké doby vydat veliké množství krve – až několik litrů, není možné pacientovi podávat krev přímo z krevní banky, ale nestačí ani krev nechat při pokojové teplotě. Je totiž nutné, aby se krev z krevní banky nebo transfuzní stanice dostala k pacientovi maximálně do půl hodiny a tato doba není dostatečně dlouhá pro to, aby se krevní konzerva ohřála na pokojovou teplotu, nebo se jí významně přiblížila. Transfuzní stanice v tomto případě zajišťuje přehřev pomocí vodních lázní, které však mají omezenou kapacitu a nízkou rychlost. Fyziologický roztok je vzhledem k svému charakteru skladován za

pokožkové teploty, či teploty, která se jí blíží. Pro klasické podání není potřeba roztok ohřívat, anebo je ohříván průtokově na fyziologickou teplotu. Při hypotermii pacienta je však nutné roztok podávat ohřátý na fyziologickou, nebo mírně vyšší teplotu. V některých případech však není možné použít průtokový ohříváč, nebo není k dosažení. Je tudíž nutné roztok ohřát jiným způsobem, nebo ho mít předeřtý.



**Obrázek 2.7 – Vyhřívaná miska VMO-06 od firmy Alfamedical (zdroj: [www.alfamedic.cz](http://www.alfamedic.cz))**

### 3 Praktická část

Jelikož jsme nenalezli vhodné technické prostředky pro dielektrický ohřev, praktická část je rozdělena na více oddílů, které představují přípravu pro budoucí experiment, který dielektrický ohřev využije. V prvním z nich je vytvořen fantom s podobnými termokapacitními a dielektrickými vlastnostmi jako krev. Ten je poté společně s fyziologickým roztokem zužitkován v druhém oddílu, kde je měřena absorpce mikrovln tímto roztokem. Třetí oddíl zkoumá účinky mikrovlnného pole mikrovlnné trouby s pomocí termokamery. Ve čtvrtém oddíle je navrhnout experiment s teplotními čidly iButton, který je v pátém oddíle realizován.

#### 3.1 Metodika

Při přípravě krevního fantomu bylo nutné navštívit laboratoř, kde byl fantom namíchán za postupu, který je uveden v kapitole 3.2. Poté bylo nutné určit jeho termokapacitní vlastnosti, čehož bylo docíleno laboratorním měřením kalorimetrickou metodou. Tím byla určena měrná tepelná kapacita krevního fantomu.

V druhé části byl měřen absorbovaný výkon v konzervách s krevním fantomem a fyziologickým roztokem.

Třetí část se věnovala vizuálnímu znázornění teploty ve vacích s tekutinou pomocí termokamery při ohřevu mikrovlnami a měření výkonu unikajícího z mikrovlnné trouby.

Pro návrh experimentu byla využita čidla iButton s označením DS1922L, jejichž technické parametry jsou popsány v kapitole 3.5.

Realizace experimentu proběhla v komoře s ovladatelnou vnitřní teplotou, kde byly konzervy s krevním fantomem a fyziologickým roztokem ohřívány a poté ochlazovány a zaznamenávala se jejich teplota.

### 3.2 Krevní fantom

Pro experiment je nutné mít k dispozici kromě fyziologického roztoku také krev, nebo tekutinu s termokapacitními a dielektrickými vlastnostmi podobnými krvi. Vzhledem k zásadám týkajících se nakládání s lidskou krví by bylo měření na opravdové lidské krvi těžko realizovatelné. Proto byl vytvořen fantom, jehož dielektrické a termokapacitní vlastnosti zhruba odpovídají vlastnostem lidské krve.

V laboratoři bylo namícháno několik pokusných roztoků. Všechny fantomy byly namíchány s různou koncentrací tří složek. Jsou jimi destilovaná voda, sůl (NaCl) a živný agar s výrobním označením CM0247 od firmy OXOID o neznámých vlastnostech (viz obrázek 3.1).

Nejdříve byla zvážena voda tak, aby její hmotnost i s ostatními složkami dohromady byla 1500 g. Toto množství jsme zvolili jako dostatečně veliký vzorek pro následná měření. Poté byly naváženy i ostatní přísady, jejichž hmotnost byla vypočítána z procentuálního podílu v roztoku a byla přepočítána na hmotnostní podíl námi požadovaného množství. Následně byly rozmíchány ve vodě do roztoku o vysoké koncentraci pro lepší manipulaci. Tento roztok byl následně rozředěn zbytkem destilované vody.





**Obrázek 3.1 – Pomůcky použité při míchání krevních fantomů – 1 – kádinky; 2 – živný agar CM0247; 3 – váha; 4 – destilovaná voda; 5 – NaCl; 6 – hmoždíř; 7 – lžička; 8 – násepka**

Roztoky byly namíchány v různých koncentracích. Složení lze nalézt v tabulce číslo 3.1. Množství každé složky bylo přesně zváženo a roztoky byly připraveny do PET lahví o objemu 1,5 litru.

**Tabulka 3.1 – Koncentrace roztoků určených k měření**

Označení roztoku	Koncentrace NaCl (%)	Koncentrace Agarů CM0247 (%)
A	0,1	1
B	0,2	1,5
C	0,1	0,5
D	0,3	4

Pro měření termokapacitních vlastností – měrné tepelné kapacity byla užita kalorimetrická metoda. Obrázek 3.2 dokumentuje měřicí nástroje. Nejdříve byla změřena teplotní kapacita samotného kalorimetru. Metodou tří kyvů na laboratorních vahách jsme zjistili hmotnost kalorimetru, poté jsme to samé udělali se stejným kalorimetrem částečně naplněným čistou vodou o známé teplotě. Nakonec jsme dolili do kalorimetru ohřátou vodu o známé teplotě, zjistili teplotu po smíchání a zvážili konečnou hmotnost. Vypočítali jsme teplotní kapacitu  $C_k$  kalorimetru.

Stejným postupem, s jedinou obměnou – místo studené vody byl na počátku v kalorimetru krevní fantom, jsme změřili veličiny nutné pro výpočet měrné teplotní kapacity fantomu (pro přesné měření bylo nutné znát tepelnou kapacitu kalorimetru). Počítali jsme dle rovnice

**(3.1)**

$$c_1 m_1 (t_1 - t) = c_2 m_2 (t - t_2) - C_k (t - t_2)$$



**Obrázek 3.2 – Potřeby pro kalorimetrické měření – 1 – kalibrované váhy; 2 – kalibrovaná závaží; 3 – kádinky; 4 – malý kalorimetr; 5 – velký, izolační kalorimetr; 6 – teploměry; 7 - roztoky**

Po několika měřeních s různými fantomy jsme našli fantom o vhodné měrné tepelné kapacitě. Stal se jím fantom z předchozí tabulky s označením B, který svojí tepelnou kapacitou přibližně odpovídá krvi. Při měření bylo mimo jiné zjištěno, že tepelná kapacita nezávisí na koncentraci složek lineárně. Hodnoty z měření měrné tepelné kapacity roztoku B jsou zapsány v následující tabulce.

**Tabulka 3.2 – Naměřené hodnoty pro výpočet měrné tepelné kapacity roztoku**

	Teplota (°C)	Hmotnost (Kg)
Roztok	19	0,09531
Teplá voda	66	0,0859
Směs	40,5	0,18121
$c = 3508,1 \text{ J/kg/K}$		

### 3.3 Měření absorbovaného výkonu ve vlnovodu

Pro měření absorbovaného výkonu byl volen vlnovod konstruovaný na frekvenci 2,45 GHz. Jako zdroj frekvence byl užit analyzátor Agilent E4991A. Data jsme odečítali pomocí přístroje Gigahertz solution HF 38B. Soustava je vidět na následujícím obrázku.



**Obrázek 3.3 – 1 – Analyzátor Agilent E4991A; 2 – vlnovod; 3 – vzorek sevřený mezi deskami o stanoveném rozpětí; 4 – analyzátor Gigahertz solution HF 38B**

Pro měření jsme připravili vzorky fantomů z kapitoly 3.2 do obalů od fyziologického roztoku, který je obdobou obalů krevních konzerv a samotný fyziologický roztok. Vzorky



byly vkládány do nástroje, který pomáhal určovat okamžitou šíři vzorku (viz obrázek 3.4). Nástroj měl plochu 6\*12 cm, to je 72 cm<sup>2</sup>. Ztrátu na tomto nástroji lze zanedbat vzhledem k dielektrickým vlastnostem materiálu, z kterého je vyroben.



**Obrázek 3.4 – Desky z plexiskla, mezi které byl uzavírán vzorek**

Ve vlnovodu byl poté měřen útlum mikrovln s vloženým vzorkem v závislosti na rozpětí desek, mezi kterými byl vzorek vložen a tudíž i na šířce vzorku – vrstvou, kterou musí vlna procházet. Útlum jsme vyjádřili absorpcí vyjádřenou vzorcem:

**(3.2)**

$$SE = 10 * \log \frac{P_1}{P_2}$$

Její jednotkou jsou decibely. V následujícím grafu je vyjádřena velikost útlumu absorpcí uvedenou v decibelech v závislosti na vrstvě vzorku. Výsledky jsou zaznamenány v tabulkách 3.3 a 3.4. Výkon generátoru vln byl vypočítán z průměru hodnot naměřených bez vloženého vzorku a z průřezu vlnovodu jako jednoduchý součin těchto dvou hodnot. Výkon generátoru byl spočítán na  $P=0,000106$  W. Frekvence vln byla 2450 MHz.

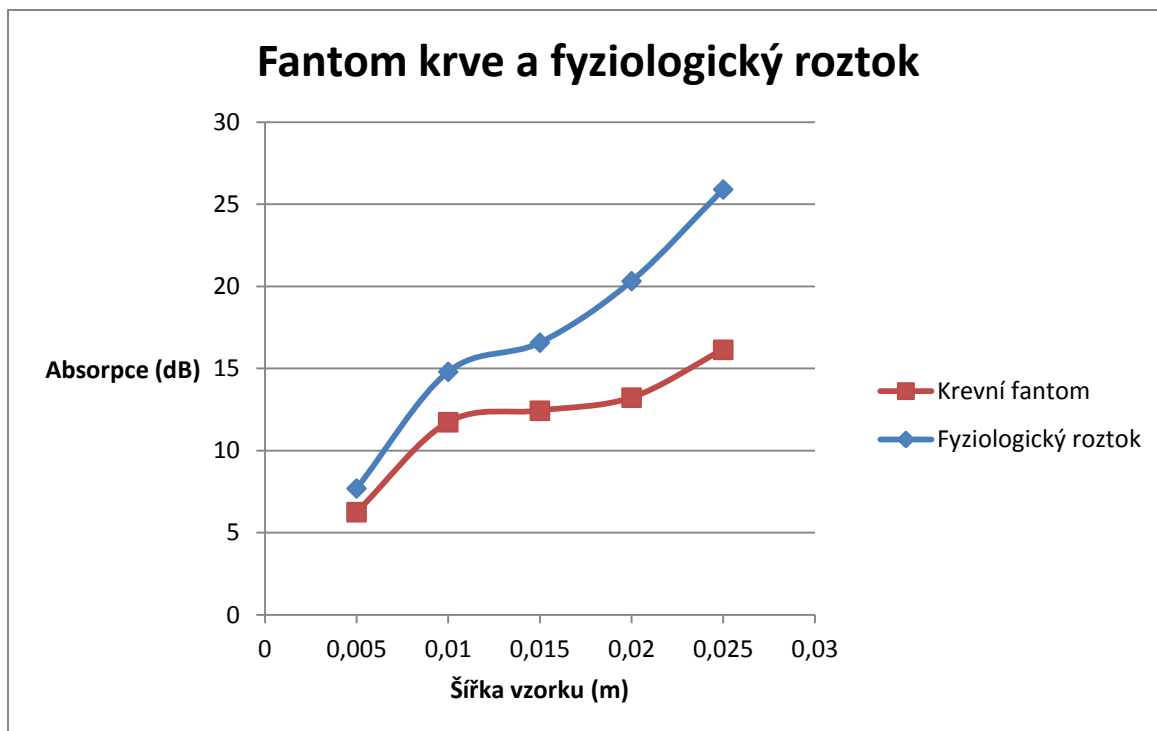
**Tabulka 3.3 – Naměřené hodnoty a vypočítaná absorpce fyziologického roztoku; l – šířka vzorku; P1 – výkon bez vloženého vzorku; P2 – výkon s vloženým vzorkem**

Fyziologický roztok				
l(m)	P1 (W/m <sup>2</sup> )	P2 (W/m <sup>2</sup> )	Absorpce (dB)	Absorpce (%)
0,025	0,0148	0,000038	25,9	99,7
0,02	0,0154	0,000143	20,3	99,1
0,015	0,015	0,00033	16,6	97,8
0,01	0,0145	0,00048	14,8	96,7
0,005	0,014	0,00238	7,7	83

**Tabulka 3.4 – Naměřené hodnoty a vypočítaná absorpce fantomu krve; l – šířka vzorku; P1 – výkon bez vloženého vzorku; P2 – výkon s vloženým vzorkem**

Fantom krve				
l(m)	P1 (W/m <sup>2</sup> )	P2 (W/m <sup>2</sup> )	Absorpce (dB)	Absorpce (%)
0,025	0,0144	0,00035	16,1	97,6
0,02	0,0143	0,00068	13,2	95,2
0,015	0,0147	0,00084	12,4	94,3
0,01	0,0149	0,001	11,7	93,3
0,005	0,0146	0,00346	6,3	76,3

Z naměřených hodnot je zřetelné, že krevní fantom má horší vnímavost pro vlnění o dané frekvenci, nežli fyziologický roztok a zároveň, že se absorpce pro nízké šířky vzorku rapidně snižuje. Tyto rozdíly jsou zřetelné v grafu 3.1.



**Graf 3.1 – Závislost absorpce na šířce vzorku pro krevní fantom a fyziologický roztok**

Uvažujeme li hodnoty v tabulce 2.4, z hodnoty zachyceného výkonu vypočítaného jako  $P_1 - P_2$  je možné pro krevní fantom a fyziologický roztok vypočítat doby ohřevu aplikátorem pro jednotlivá  $\Delta T$  ze zmíněné tabulky. Jelikož námi zmíněný výkon je svojí podstatou Poyntingův vektor či hustota energetického toku, lze říci, že tento výkon je roven energii, která projde určitou plochou za jednotku času. Tudíž lze říci, že:

(3.3)

$$t = \frac{Q}{(P_1 - P_2) * S}$$

Z této rovnice je možné určit čas potřebný k ohřátí určitého objemu roztoku námi zvoleným generátorem v případě, že známe plochu vystavenou vlnění a šíři vzorku. V následujících tabulkách jsou uvedeny vypočítané hodnoty času. Vzhledem k nízkému výkonu generátoru, malé exponované ploše a zvolené frekvenci jsou tyto časy velmi dlouhé. Ve výpočtu jsou samozřejmě zanedbány vlivy okolního prostředí, jako například tepelná výměna s okolím a podobně. Chyba měření také mohla vzniknout tím, že byl zanedbán odraz vln vzorkem. Při kontaktu vln se vzorkem část vln projde, část se utlumí a přemění na teplo a

část se odrazí zpět. Vzhledem k rozestavení experimentu, kdy byl detektor vln umístěn až za vzorkem, nebylo možné měřit množství odražených vln.

**Tabulka 3.5 – Vypočítané hodnoty času potřebného k ohřátí 500 ml vzorku o  $\Delta T$  při tloušťce vzorku  $l=0,025$  m**

tloušťka vzorku: $l=0,025$ m			
t(s) krevní fantom	$\Delta T$	t(s) fyziologický roztok	$\Delta T$
433084816,1	23	29575471,7	15
659042111,5	35	43377358,5	22
357765717,7	19	9858490,6	5
583723013	31	33518867,9	17
225957295,4	12	23660377,4	12

**Tabulka 3.6 – Vypočítané hodnoty času potřebného k ohřátí 500 ml vzorku o  $\Delta T$  při tloušťce vzorku  $l=0,02$  m**

tloušťka vzorku: $l=0,02$ m			
t(s) krevní fantom	$\Delta T$	t(s) fyziologický roztok	$\Delta T$
3216656,4	23	2054794,5	15
4894911,9	35	3013698,6	22
2657237,9	19	684931,5	5
4335493,4	31	2328767,1	17
1678255,5	12	1643835,6	12



**Tabulka 3.7 – Vypočítané hodnoty času potřebného k ohřátí 500 ml vzorku o  $\Delta T$  při tloušťce vzorku  $l=0,015$  m**

<b>tloušťka vzorku: <math>l=0,015</math> m</b>			
<b>t(s) krevní fantom</b>	<b><math>\Delta T</math></b>	<b>t(s) fyziologický roztok</b>	<b><math>\Delta T</math></b>
3160956,7	23	2137014,3	15
4810151,5	35	3134287,7	22
2611225,1	19	712338,1	5
4260419,9	31	2421949,6	17
1649194,8	12	1709611,5	12

**Tabulka 3.8 – Vypočítané hodnoty času potřebného k ohřátí 500 ml vzorku o  $\Delta T$  při tloušťce vzorku  $l=0,01$  m**

<b>tloušťka vzorku: <math>l=0,01</math> m</b>			
<b>t(s) krevní fantom</b>	<b><math>\Delta T</math></b>	<b>t(s) fyziologický roztok</b>	<b><math>\Delta T</math></b>
3151860,4	23	2236091,3	15
4796309,4	35	3279600,6	22
2603710,8	19	745363,8	5
4248159,7	31	2534236,8	17
1644448,9	12	1788873,	12

**Tabulka 3.9 – Vypočítané hodnoty času potřebného k ohřátí 500 ml vzorku o  $\Delta T$  při tloušťce vzorku  $l=0,005$  m**

tloušťka vzorku: $l=0,005$ m			
t(s) krevní fantom	$\Delta T$	t(s) fyziologický roztok	$\Delta T$
3932752,2	23	2697934,6	15
5984622	35	3956970,7	22
3248795,3	19	899311,5	5
5300666,1	31	3057659,2	17
2051870,7	12	2158347,7	12

Mikrovlnný ohřev těchto tekutin by dle experimentu byl možný. Vak s tekutinou umístěný do vlnovodu je možné ohřát, avšak pro zvýšení efektivnosti a zkrácení doby ohřevu by bylo nutné využít silnější zdroj vlnění. Experiment dokázal dobré útlumové vlastnosti těchto tekutin v šířce 2,5 cm při stanovené frekvenci.

Při realizaci metody by byl třeba silnější zdroj vlnění. Pro hodnoty uvedené v tabulce 2.4 by hodnoty plošného výkonu takového zdroje pro vybraná  $\Delta T$  uvedená ve zmíněné tabulce za čas 30 minut, který je u krve maximální tolerovanou dobou pro doručení z transfuzní stanice k pacientovi, a pro fyziologický roztok přípustnou dobou pro předehtání dle upraveného vzorce 3.3 byly následující:

**Tabulka 3.10 – Hodnoty výkonu zdroje vln pro ohřev o  $\Delta T$  za dobu 30 minut pro krev**

Krev				
Počáteční teplota [°C]	Požadovaná teplota [°C]	$\Delta T$ [°C]	Výkon generátoru vln [W/m <sup>2</sup> ]	
2	25	23	3389,2	
2	37	35	5157,4	
6	25	19	2799,7	
6	37	31	4568	

**Tabulka 3.11 – Hodnoty výkonu zdroje vln pro ohřev o  $\Delta T$  za dobu 30 minut pro fyziologický roztok**

<b>Fyziologický roztok</b>			
<b>Počáteční teplota [°C]</b>	<b>Požadovaná teplota [°C]</b>	<b><math>\Delta T</math> [°C]</b>	<b>Výkon generátoru vln [W/m<sup>2</sup>]</b>
10	25	15	2479,2
10	37	22	3636,2
20	25	5	826,4
20	37	17	2809,8

Z výsledků je patrné, že pro praktické využití by byl vhodný zdroj s regulovatelným výkonem pro jednoduchou manipulaci s vlnovodem.

### **3.4 Ohřev roztoků v mikrovlnné troubě**

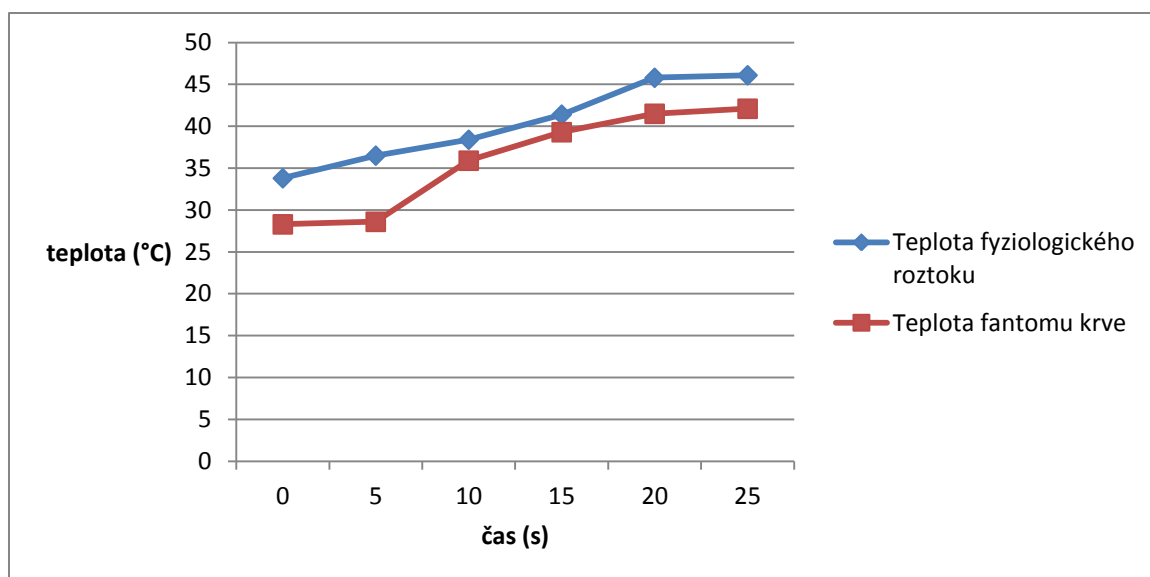
Pro experiment s mikrovlnnou troubou jsme vybrali klasickou mikrovlnnou troubu s příkonem 700 W, frekvencí 2450 MHz a s intenzitou ohřívání modulovanou délkou a vzdáleností pulzů plného výkonu. Cílem experimentu bylo graficky zaznamenat ohřev volně loženého nepohybujícího se vaku s tekutinou.

Vak s tekutinou byl vložen do komory mikrovlnné trouby (viz obrázek 3.5) a vyfotografován termokamerou Fluke Ti25. Následně byl 5 vteřin ohříván na plný výkon trouby a znovu vyfocen. Tento postup byl opakován až do délky čistého ohřevu 25 vteřin. Celý postup byl proveden pro fantom krve i fyziologický roztok. Fotografie z termokamery jsou přiloženy v příloze A.



**Obrázek 3.5 – Umístění vaku s roztokem v mikrovlnné troubě**

Z výše zmíněných fotografií je zřetelné, že se vaky s fyziologickým roztokem a s krevním fantomem neohřívaly zcela rovnoměrně. U každého vaku se nejvíce ohřívala jeho vrchní část, kam dopadalo nejvíce vln. Vzhledem k charakteru zdroje vln v mikrovlnné troubě se ani vrchní část vaku s roztokem neohřívala rovnoměrně, nýbrž vznikaly takzvané hot-spots, místa, kde vlny vnikají do vzorku. Teplota na vrchní části vzorku také nerostla rovnoměrně, jelikož s narůstající teplotou zrychloval i pohyb částic, které předávaly teplo hlouběji do vzorku – čím více se ohříval vak jako celek, tím se zmenšovala změna vrchní části vaku. Růst teplot obou roztoků je zřetelný z grafu Graf 3.2.



**Graf 3.2 – Růst teploty vrchní části vaku s fyziologickým roztokem**

Z výsledků vyplývá, že takový ohřev není pro tyto roztoky vhodný. Pokud by tímto způsobem byla ohřívána krev, hrozila by její denaturace teplem, či jiné znehodnocení tepelnými účinky. Pro praktické využití by bylo nutné přesně stanovit výkon, čas a další parametry pro každý roztok a pro různé teploty. Také by bylo vhodné umožnit dobrou cirkulaci kapaliny kvůli homogennímu prohřívání. Toho lze docílit například houpavým pohybem či rotací vaku s proměnnou obvodovou rychlostí.

Pro oba roztoky byla mimo jiné vypočítána absorpce. Výkon byl měřen přístrojem od firmy Gigahertz solution HF 38B při zavřených dveřích komory mikrovlnné trouby 60 cm od trouby (viz obrázek 3.6). Nejdříve byl změřen unikající výkon bez vzorku v komoře, následně se vzorkem v komoře. Výsledky jsou uvedeny v následující tabulce:

**Tabulka 3.12 – Výsledky měření výkonu unikajícího z mikrovlnné trouby**

	P1 (W/m <sup>2</sup> )	P2 (W/m <sup>2</sup> )	Absorpce (dB)	Absorpce (%)
Krev	0,0000113	0,0000008	11,5	92,9
Fyziologický roztok	0,0000057	0,0000002	14,5	96,5



**Obrázek 3.6 – Měření unikajícího výkonu z mikrovlnné trouby**

### **3.5 Návrh experimentu s teplotními čidly iButton**

Experiment bude zkoumat rozložení teploty při vychládání ve fantomové krevní konzervě a v balení fyziologického roztoku. Data budou snímána pomocí čidel iButton.

#### **3.5.1 Čidla iButton**

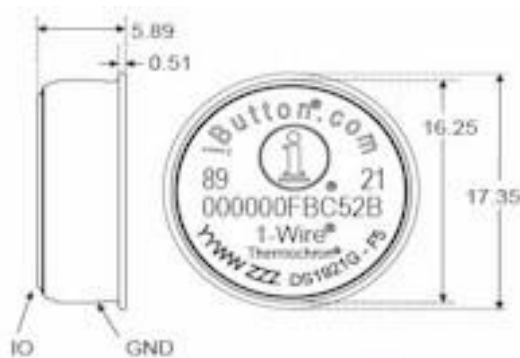
Čidla iButton (viz obrázek 3.7) pracují jako odolný datalogger (záznamník dat), většinou ve spojení s dalšími funkcemi, například měřením teploty nebo vlhkosti. Vyrábí je firma Dallas Semiconductor.



**Obrázek 3.7 – Čidla iButton ([www.embeddeddatasystems.com](http://www.embeddeddatasystems.com))**

Tato čidla existují ve verzích pro měření teploty, měření vlhkosti, ale také například jako nosič kódů pro vstup do budov, nosič informací při přepravě a pro elektronické platby. Univerzálnosti těchto čidel je dosaženo také variacemi objemů paměti, rozlišovacími schopnostmi jednotlivých funkcí a podobně.

Elektronika čidla je uložena ve schránce z nerezavějící oceli. Tato schránka (viz Obrázek 3.8) má rozměry 17,35 mm \* 5,89 mm (druhý rozměr se může podle funkce přístroje lišit). Dle výrobce je čidlo iButton schopné odolat dlouhodobým fyzickým útokům, ale také například působení slané vody, vlhkosti a dalším náročným podmínkám.



**Obrázek 3.8 – Rozměry iButton ([www.embeddeddatasystems.com](http://www.embeddeddatasystems.com))**

Pro přenos dat a nabíjení využívá iButton vlastní rozhraní pojmenované 1-Wire. Pro připojení k rozhraní je nutný kontakt čidla s datovým scannerem. Softwarové rozhraní umožňuje synchronizaci času čidla s časem počítače, nastavení čidla pro nadcházející měření a export dat do formátu csv, který je kompatibilní s většinou tabulkových programů. Zároveň je samo schopné z naměřených dat vykreslit graf.

Měření je možné nastavit s opožděným startem či se startem při překonání určité teploty, nebo při poklesu na určitou teplotu.

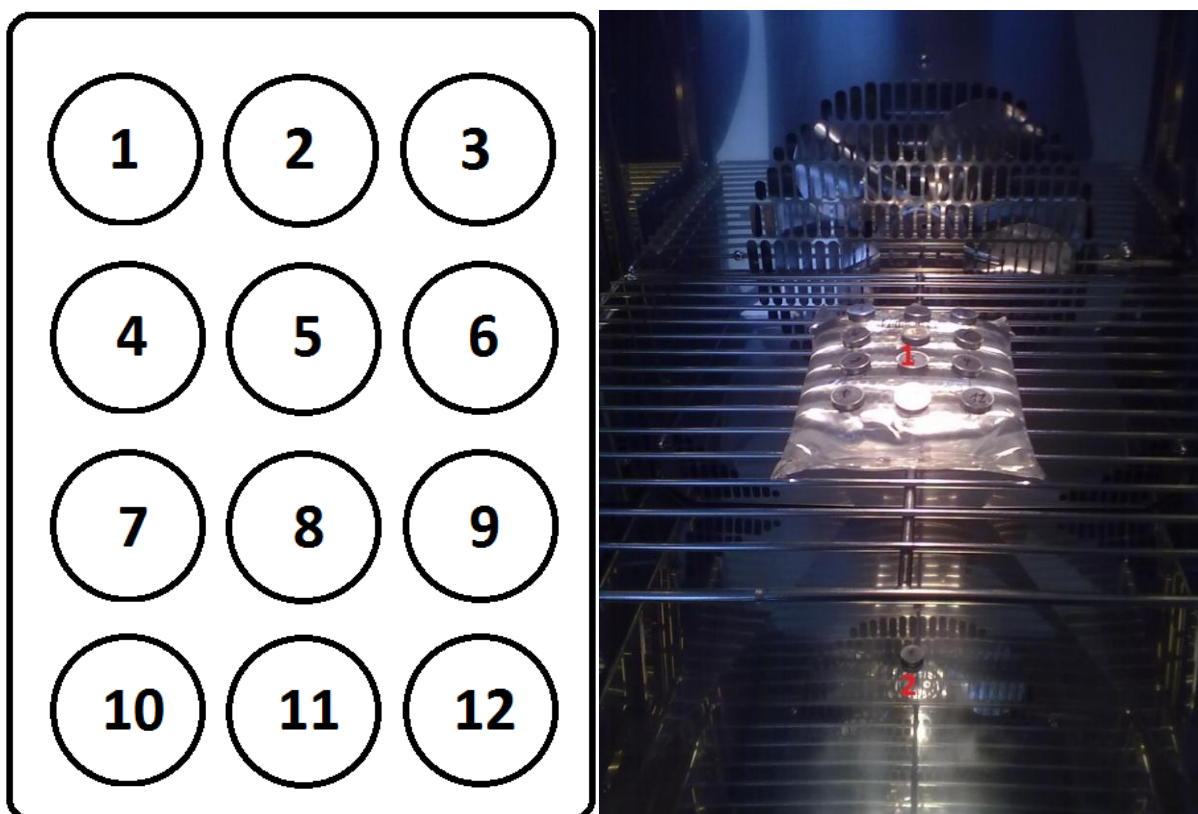
Pro naše měření bylo zvoleno čidlo s označením DS1922L. Toto čidlo umožňuje měřit teploty od  $-40^{\circ}\text{C}$  do  $85^{\circ}\text{C}$  s 11 bitovým rozlišením (s rozlišením  $0,0625^{\circ}\text{C}$ ). Přesnost čidla je  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ . Toto čidlo disponuje 8 kilobytovou pamětí, což nám umožňuje v 16 bitovém formátu zaznamenat až 4096 záznamů.

### **3.5.2 Návrh experimentu v klima komoře**

Cílem experimentu je regionálně zdokumentovat vychládání 500ml krevních konzerv a dávek fyziologického roztoku o stejném objemu. Vychládání bude probíhat řízeně v komoře s nastavitelnou vnitřní teplotou a s nastavitelným průběhem teploty. Na vacích s krevním fantomem a fyziologickým roztokem bude upevněno několik čidel, z nichž každé bude s krokem 5 sekund zaznamenávat teplotu na své poloze. Z výsledků bude možné určit průběh vychládání v objemu vaku.

Pro experiment bude užito 12 čidel iButton DS1922L, která budou dle obrázku 3.9 pravidelně rozmístěna na ploše fantomu krevní konzervy a na fyziologickém roztoku. Čidla budou na sáčcích s roztoky upevněna pomocí lepící pásky tak, aby páska co nejméně ovlivňovala průběh měření. Záznam bude spuštěn v určitý čas společný pro všechna čidla ve chvíli, kdy bude vak s tekutinou homogenně prohřátý. Homogenního prohřátí se docílí několikanásobným protřepáním vaku, který je ohříván na teplotu mírně vyšší, nežli je námi vyžadovaná počáteční teplota. Čas společného spuštění bude naprogramován v uživatelském rozhraní iButtonu. Do prostoru komory bez kontaktu s vakem s tekutinou bude umístěno referenční čidlo, které bude snímat pouze teplotu komory (viz obrázek 3.9).





**Obrázek 3.9 – Rozložení čidel iButton na vaku s roztokem – schéma a praktické řešení (1 – vak s čidly iButton; 2 – referenční čidlo)**

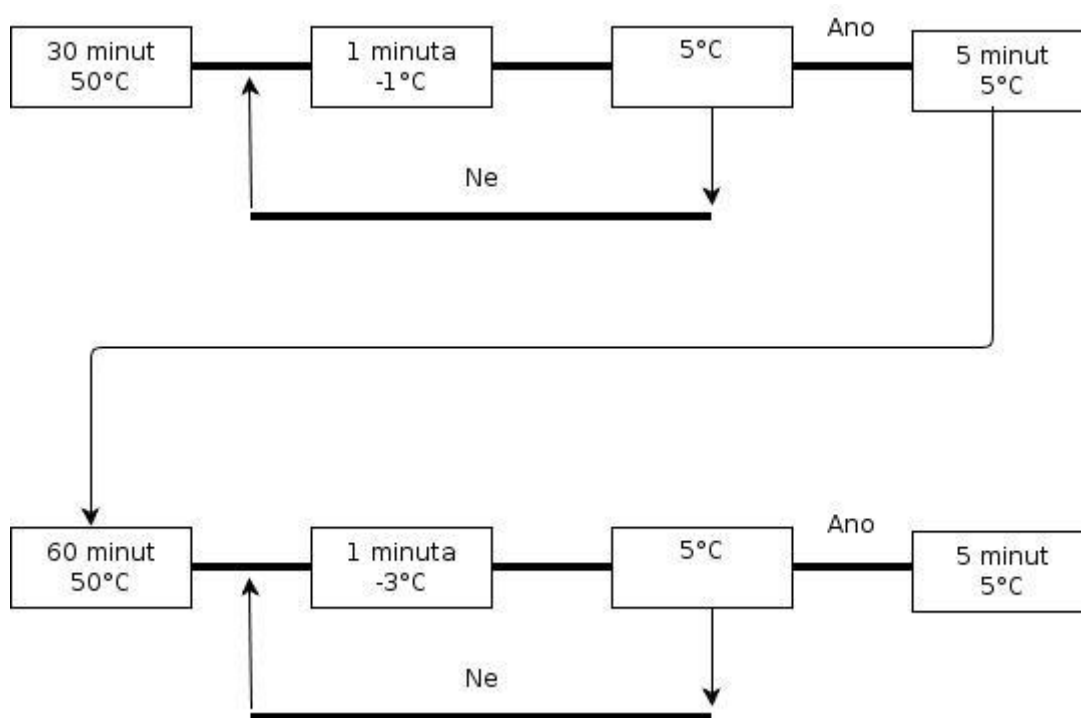
Ochlazování bude probíhat s dvěma nastaveními, s pomalým, kdy se z teploty 50°C na teplotu 5°C ochladí roztok během postupného 45 minut trvajícího ochlazení s krokem 1°C za minutu a s rychlým, kdy proběhne ochlazení z teploty 50°C na 5°C během 15 minut s krokem 3°C za minutu. Hodnocena bude především schopnost roztoků sledovat tyto dva průběhy okolních teplot. Pro ohřev bude sloužit klima komora společnosti Clima temperature systems s označením T-40/100. Pro komoru bude naprogramována smyčka s teplotním průběhem pro zmíněné změny teplot.

Experiment bude sloužit především jako průzkum dalších možností fantomu krve a vhodnosti jeho použití.

### **3.6 Experiment v klima komoře**

Pro experiment jsme vložili vak s tekutinou do klima komory, upevnili čidla iButton a spustili smyčku. Ta nejdříve 30 minut udržovala teplotu 50°C pro ohřátí roztoku na přibližně

stejnou teplotu a poté ochlazovala s krokem  $1^{\circ}\text{C}$  za minutu až na teplotu  $5^{\circ}\text{C}$ . Tuto teplotu  $5^{\circ}\text{C}$  5 minut držela na konstantní hladině a poté hodinu ohřívala roztok zpět na  $50^{\circ}\text{C}$ , aby ho znovu zchladila, tentokrát během 15 minut s krokem  $3^{\circ}\text{C}$  za minutu. Celá smyčka je znázorněna na schématu 3.1.



**Schéma 3.1 – Smyčka pro ohřev roztoků v klima komoře**

Následně byla snata čidla iButton a odečtena data, která jsme nadále zpracovávali. Tento postup byl zopakován pro oba roztoky. Data z každého čidla byla zpracována do grafu. Grafy jsou k nalezení v příloze B a jsou očíslovány podle obrázku 3.9. Pro vybrané teploty během chladnutí bylo vytvořeno schéma rozložení teploty dle teplotních čidel. Tato schémata jsou k nalezení v příloze C a slouží pouze pro představu trendu vychládání, neurčuje přesné teploty.

Z dat lze usoudit, že se vaky s tekutinou ohřívají a chladnou téměř rovnoměrně v rámci desetin stupňů, avšak je rozdíl mezi ohřevem jednotlivých tekutin. Je zřetelné, že krevní fantom přijímá teplo pomaleji.

Při chladnutí dle měření vzniká rozdíl v teplotách jednotlivých částí vaku v řádu desetin stupňů, maximálně stupňů. Vaky chladnou nejrychleji v oblasti čidel 9 až 12, nejpomaleji poté okolo čidel 3,4,5 a 6 (viz příloha C). To může být dáno cirkulací vzduchu

v klima komoře, případně rozložením chladících prvků komory či přítomností vypouštěcích ventilů na vaku.

## 4 Závěr

Teoretická část práce seznamuje se základními vztahy týkajícími se elektromagnetického pole a mikrovlnného ohřevu. Nabízí základní teorii mikrovlnného ohřevu společně s informacemi o teple jako fyzikální veličině. Rešerše popisuje nejvyužívanější principy využití mikrovlnného ohřevu v průmyslu i ve zdravotnictví. Dále jsou hodnoceny tepelné i netepelné účinky mikrovln. V neposlední řadě jsou popsány biologické roztoky – krev a fyziologický roztok a existující systémy jejich ohřevu.

V praktické části byl z agaru a soli vytvořen fantom krve. Koncentrace jednotlivých složek byla dána experimentálně proměřováním měrné tepelné kapacity různě koncentrovaných roztoků. Tento fantom byl dále testován. Při testu ve vlnovodu bylo zjištěno, že již při tloušťce fantomu 2,5 cm se jeho absorpce pro frekvenci 2450MHz blíží 100%, čímž byl splněn požadavek na dobrou vnímavost fantomu pro tuto frekvenci. Experimentem, při kterém byl fantom ohříván v mikrovlnné troubě a v průběhu experimentu fotografován bylo zjištěno, že při statickém mikrovlnném ohřevu vznikají v objemu vaku hot-spoty, místa s vysokou teplotou a tudíž, že takový ohřev není pro biologické roztoky vhodný, jelikož by hrozilo jejich znehodnocení. Byly navrženy možnosti, jak vzniku horkých míst předejít, například promícháváním tekutiny uvnitř vaku pohybem vaku. V posledním experimentu byla sledována schopnost krevního fantomu a fyziologického roztoku přizpůsobit se teplotním změnám v klimakomoře. Bylo zjištěno, že krevní fantom přijímá teplo hůře nežli fyziologický roztok. Mapováním vychládání bylo zjištěno, že vaky vychládají ve všech místech přibližně stejně, případné malé rozdíly jsou způsobeny nestejností obalu či technikou klimakomory.

Práce poskytuje informace pro budoucí experimenty s mikrovlnným ohřevem.

## Soupis bibliografických citací

1. VRBA, Jan. Úvod do mikrovlnné techniky. Vyd. 2., přeprac. Praha : Nakladatelství ČVUT, 2007. 170 s. ISBN 978-80-01-03670-9.
2. VRBA, Jan. Lékařské aplikace mikrovlnné techniky. Vyd. 1. V Praze : Nakladatelství ČVUT, 2007 dotisk. 168 s. ISBN 978-80-01-02705-9 (dotisk : brož.).
3. HARRISON LEONARD, W. Electric power for industrial processes using dielectric heating. Power engineering journal, 1988, roč. 2, č. 4, s. 105-113.
4. HULLS, P.; SHUTE, R. Dielectric heating in industry application of radio frequency and microwaves. IEE PROC., 1981, roč. 128, č. 10, s. 583-588.
5. Dielectric heating with microwave energy. Leták firmy PÜSCHNER MikrowellenEnergietechnik.
6. HÁJEK, M. Mikrovlny v akci. Ústav chemických procesů Akademie věd České republiky. Propagační materiál ústavu.
7. DYLEVSKÝ, I. Somatologie. Vyd. 2., přeprac. Olomouc: Nakladatelství EPAVA, 2000. 480 s. ISBN 80-86297-05-5
8. AGGARWAL, Y. et al. Computer Simulation of Heat Transfer in Different Tissue Layers of Body Extremities Under Heat Stress in Deep Anesthetic Condition. Journal of Medical Systemt, 2008, č. 32, s. 283-290.
9. Nařízení vlády č. 480/2000 Sb. o ochraně zdraví před neionizujícím zářením
10. Zhang, R. V. et al. Evaluation and comparsion of the Hotline fluid warmer and the Belmont instrument Buddy fluid warmer. Gainesville: Research list, University of Florida, College of medicine, 2007
11. ROZMAN, J. a kol. Elektronické přístroje v lékařství. Vyd. 1. Praha : Academia, 2006. 406s. ISBN 80-200-1308-3.

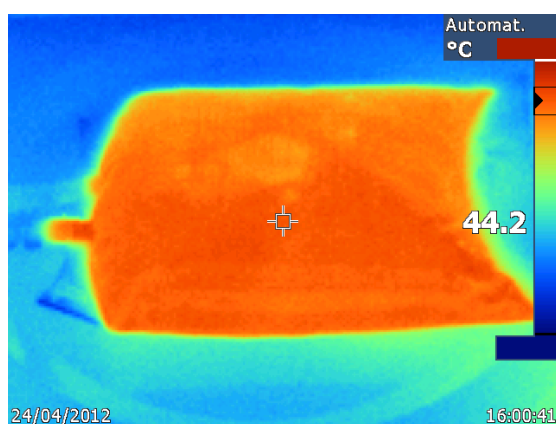
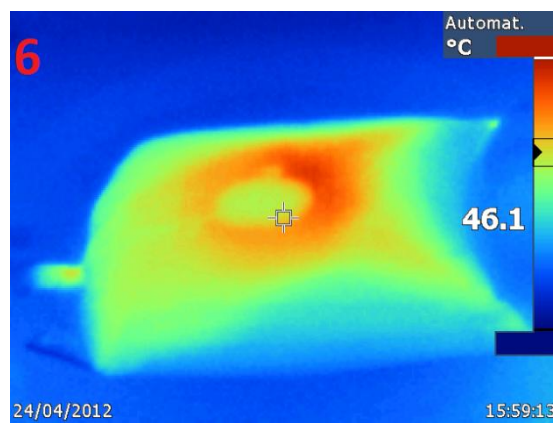
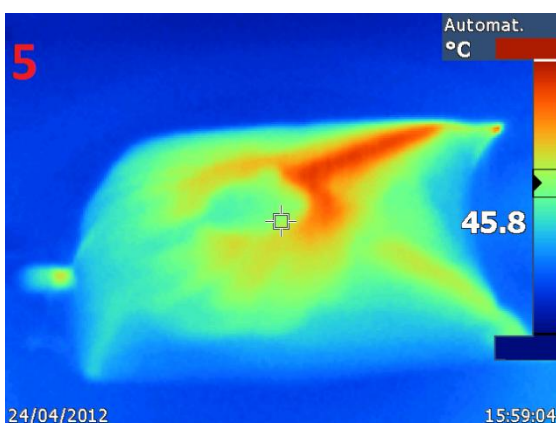
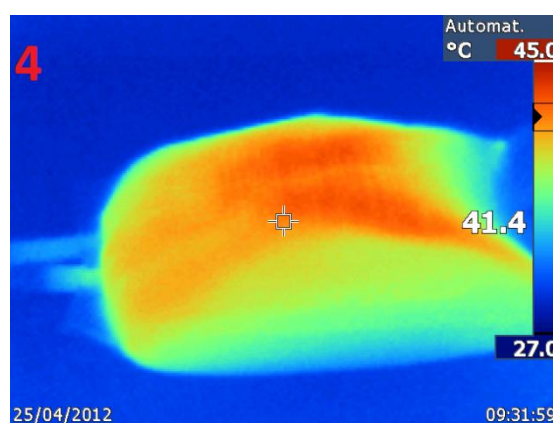
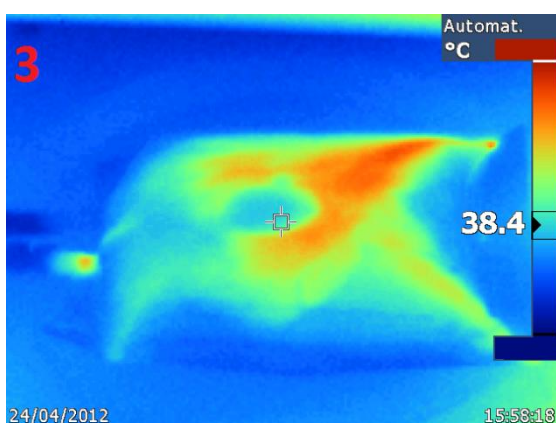
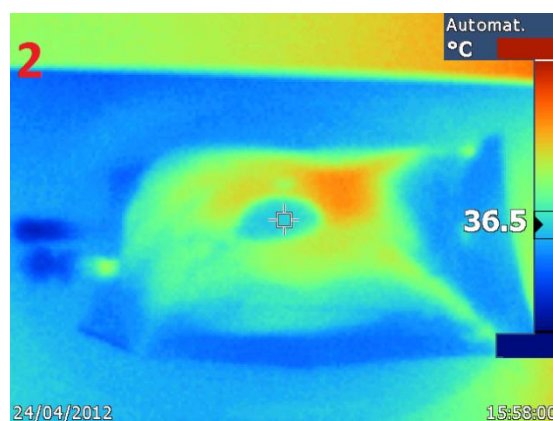
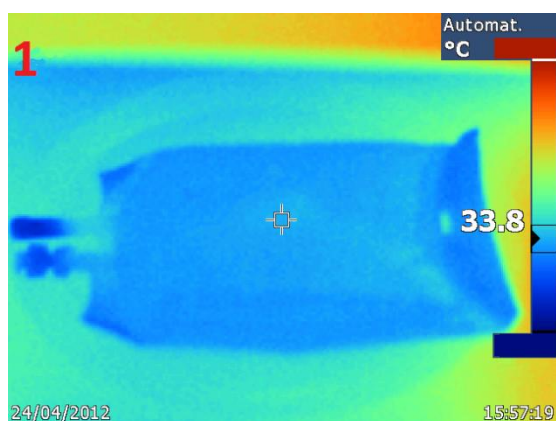
## **Seznam příloh**

Příloha A - Fotografie roztoků v mikrovlnné troubě

Příloha B – Grafy průběhů teplot

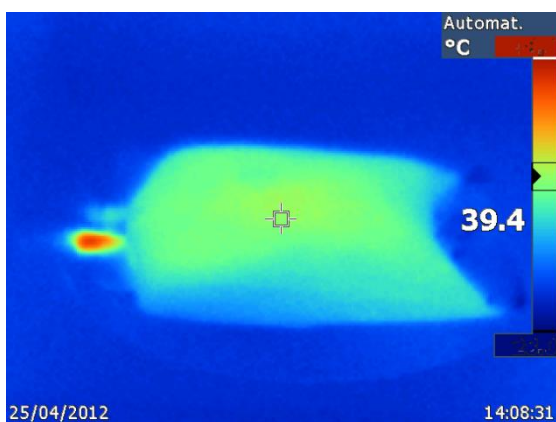
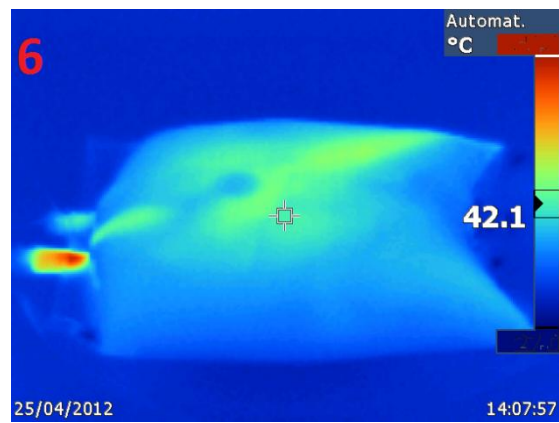
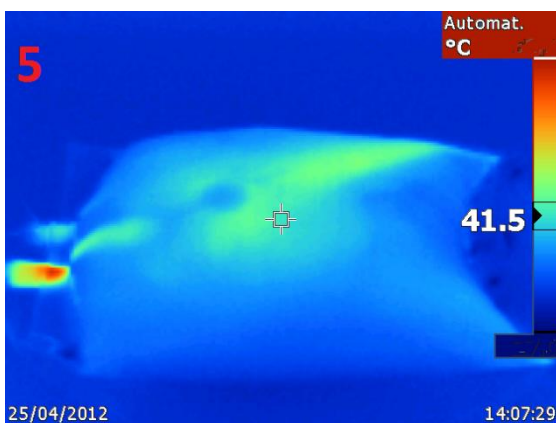
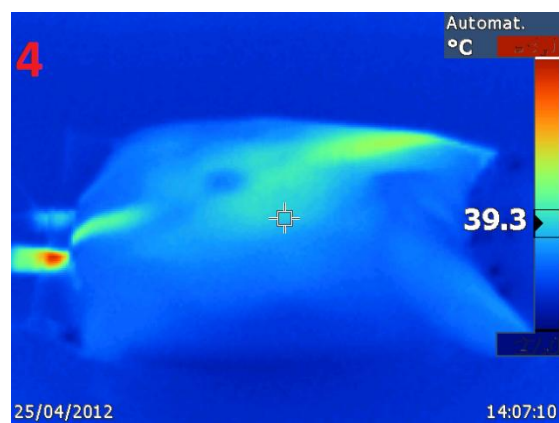
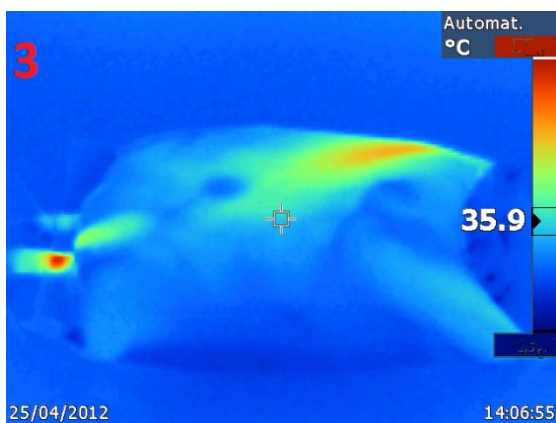
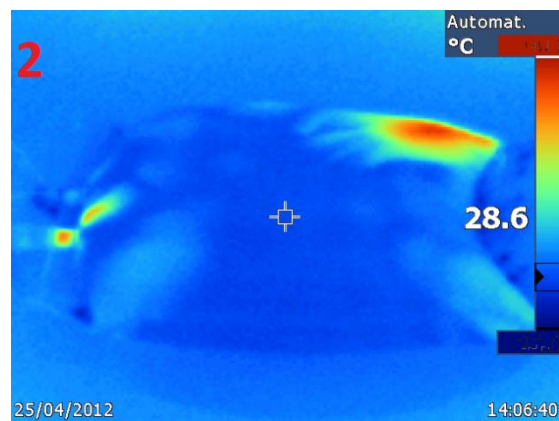
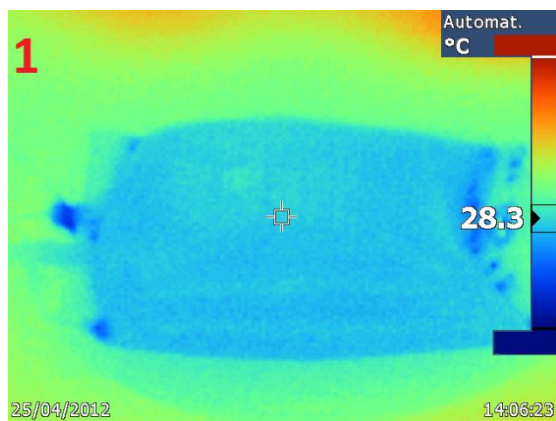
Příloha C – Vizualizace rozložení teploty během vychládání

## **Příloha A – Fotografie roztoků v mikrovlnné troubě**



**Příloha B.1 – Vak s fyziologickým roztokem při ohřevu v mikrovlnné troubě s krokem 5 sekund, poslední fotografie ukazuje vak po promíchání.**





**Příloha B.2 – Vak s krevním fantomem při ohřevu v mikrovlnné troubě s krokem 5 sekund, poslední fotografie ukazuje vak po promíchání.**

## **Příloha B – Grafy průběhů teplot**

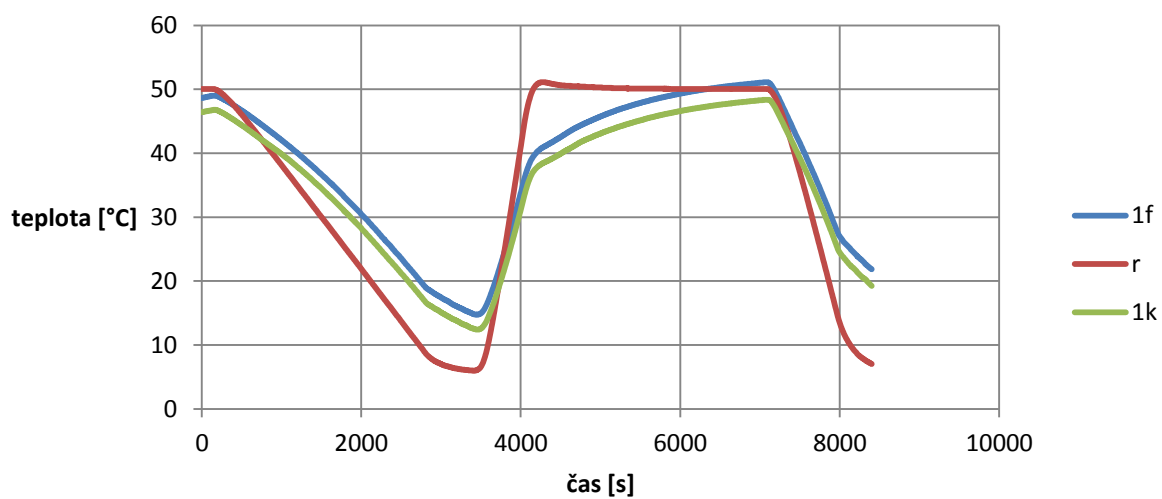
### Legenda:

**Xf** – X. čidlo na fyziologickém roztoku

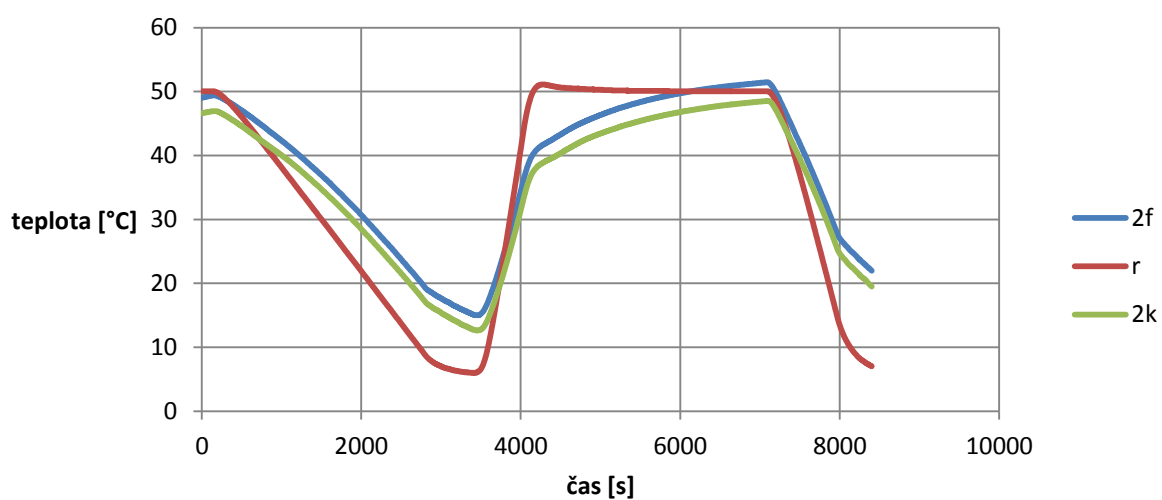
**Xk** – X. čidlo na krevním fantomu

**r** – referenční čidlo vložené do klimakomory bez kontaktu s vakem s roztokem

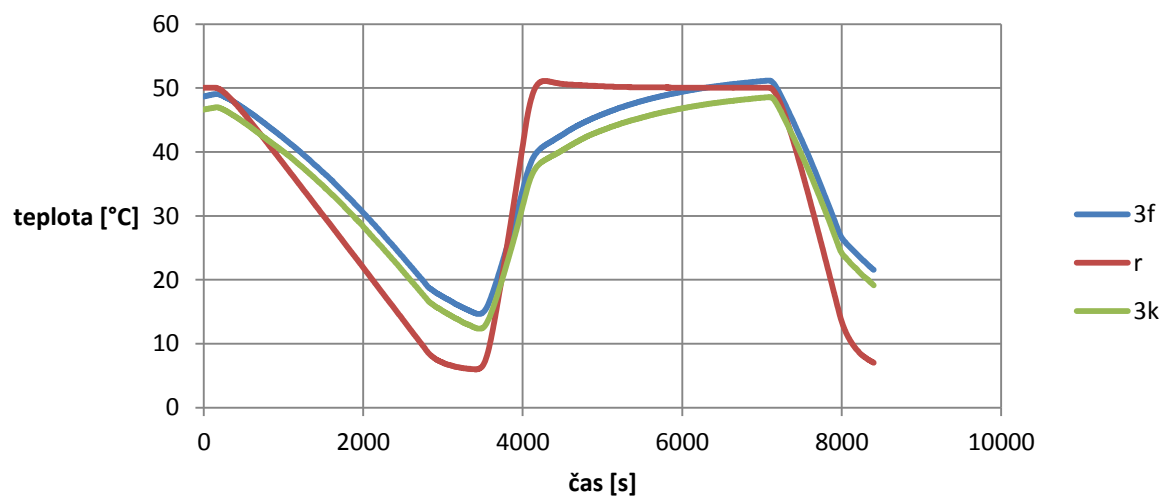
### Čidlo 1



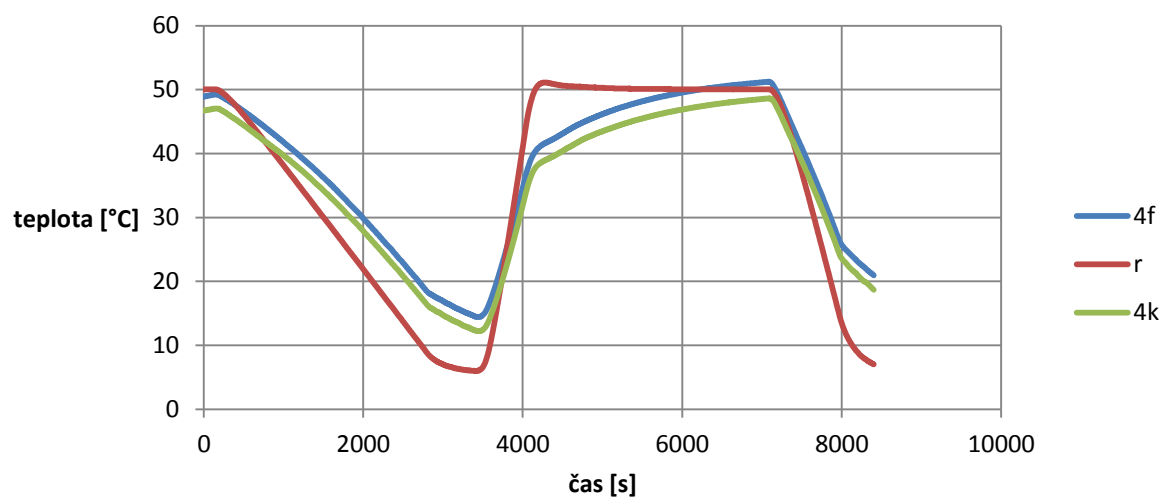
### Čidlo 2



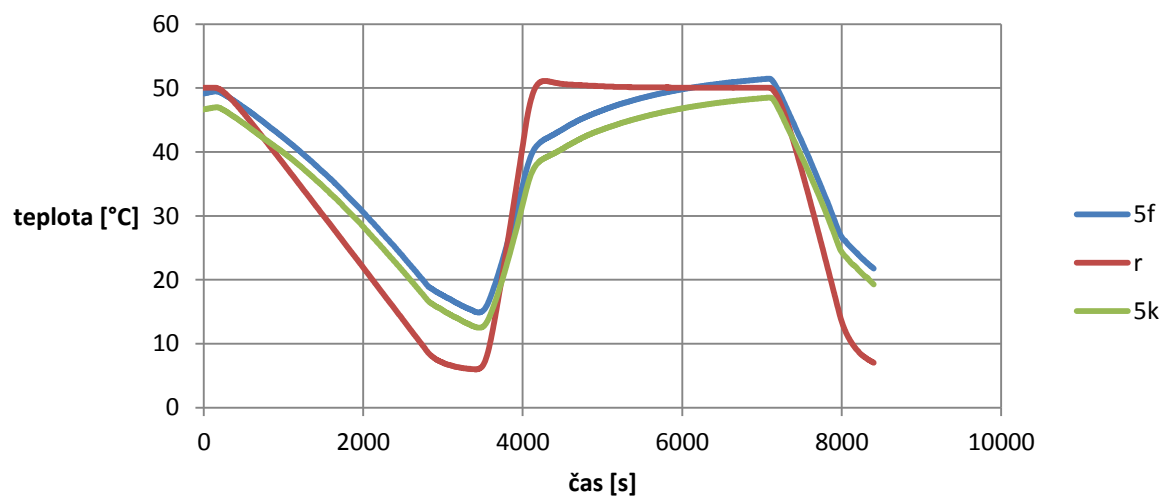
### Čidlo 3



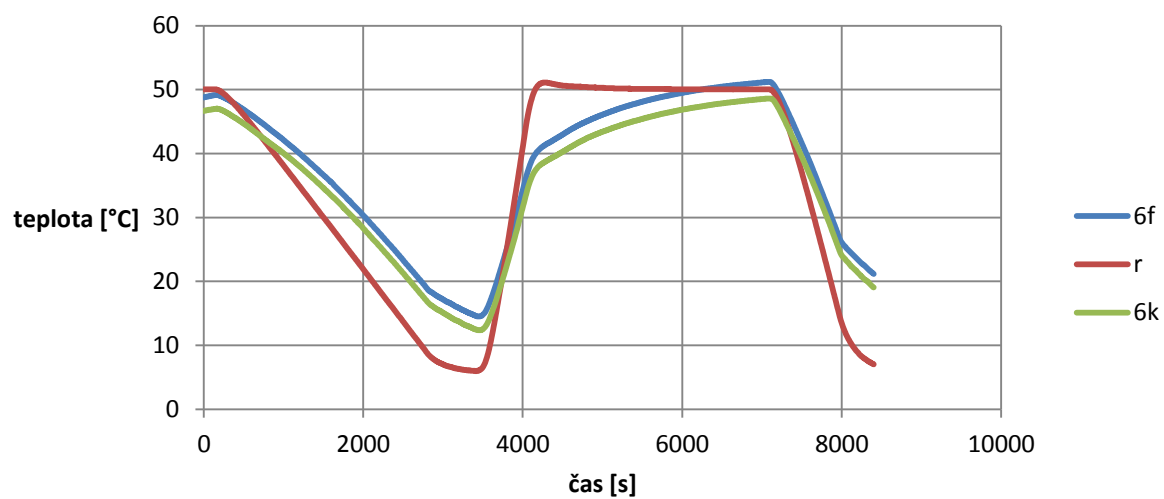
### Čidlo 4



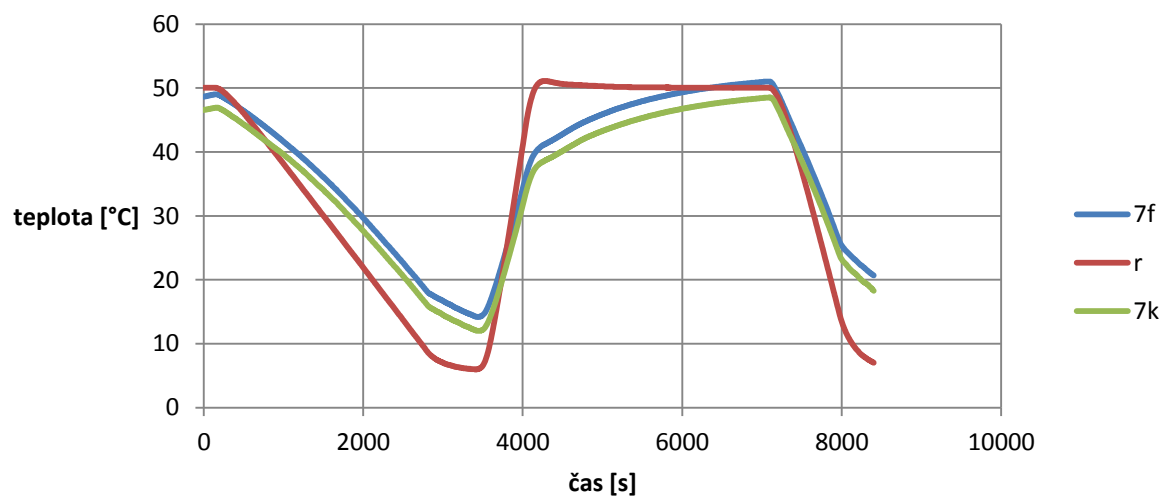
## Čidlo 5



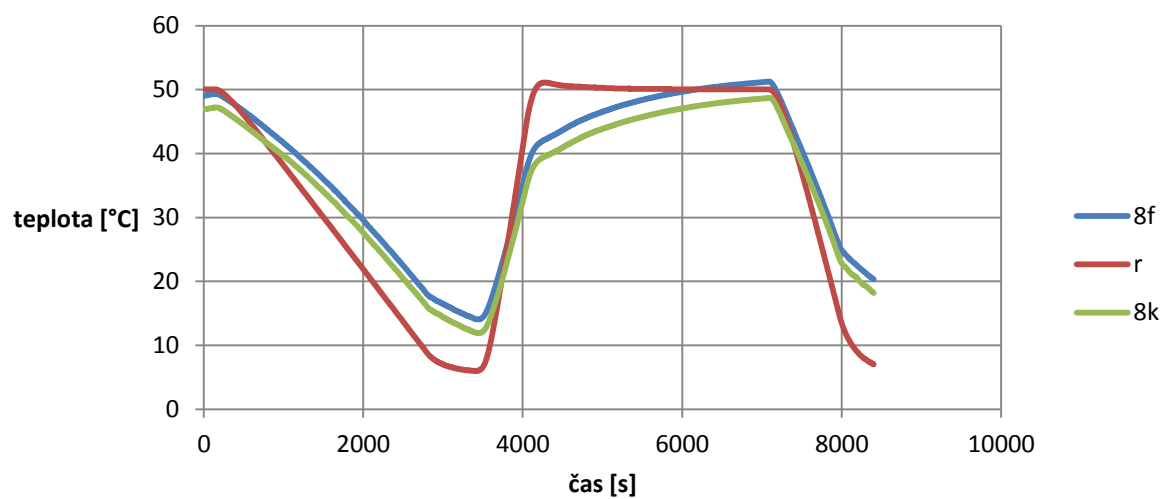
## Čidlo 6



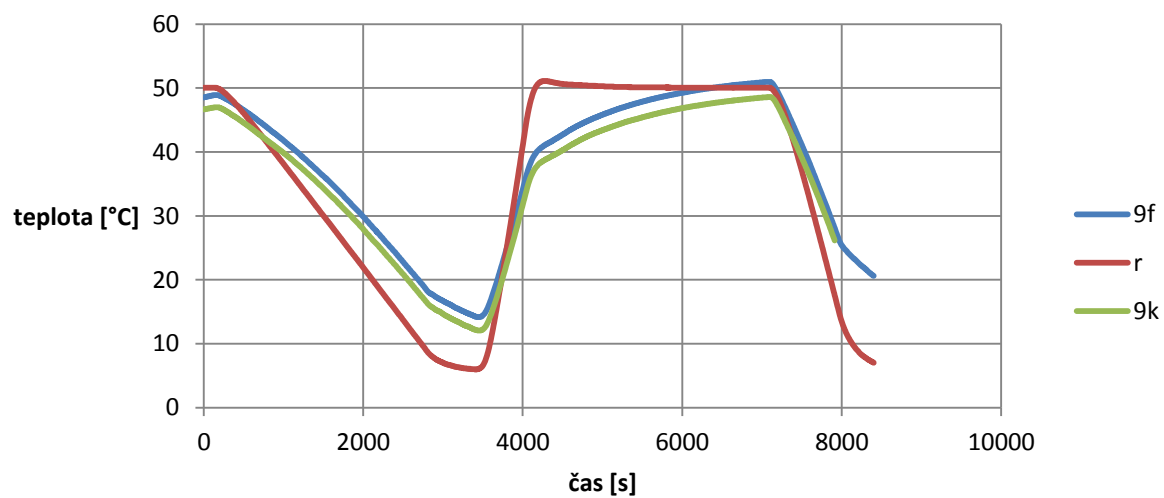
## Čidlo 7



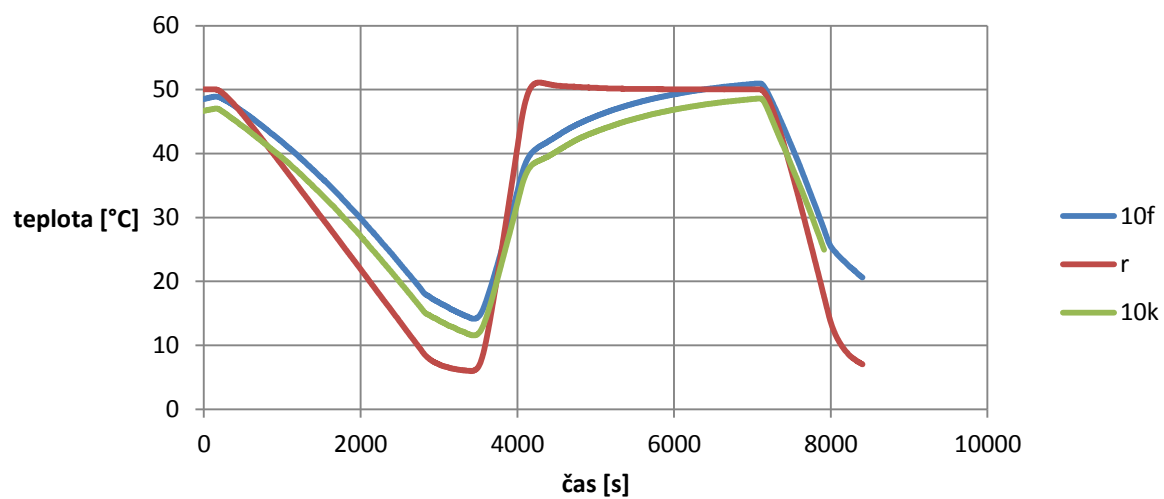
## Čidlo 8



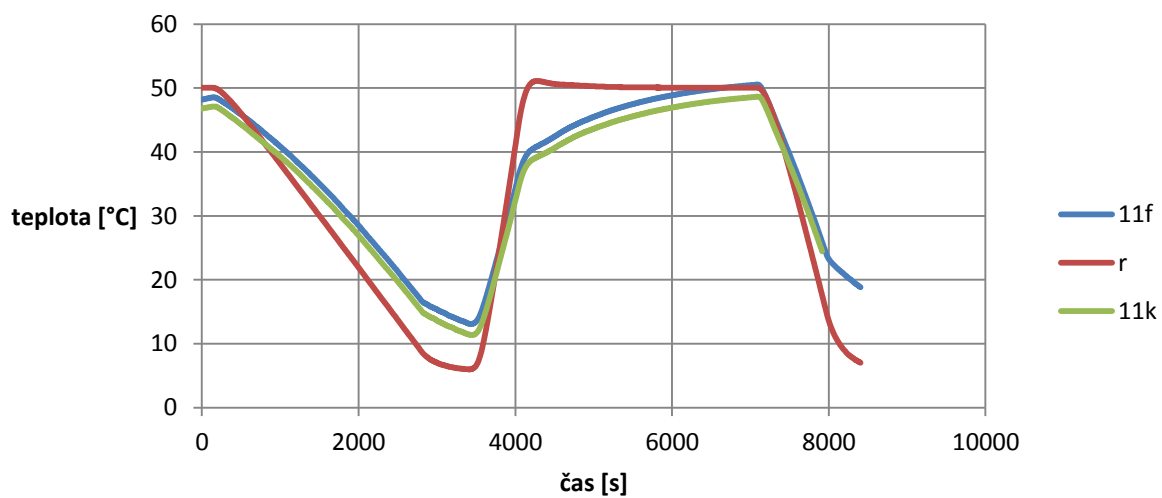
## Čidlo 9



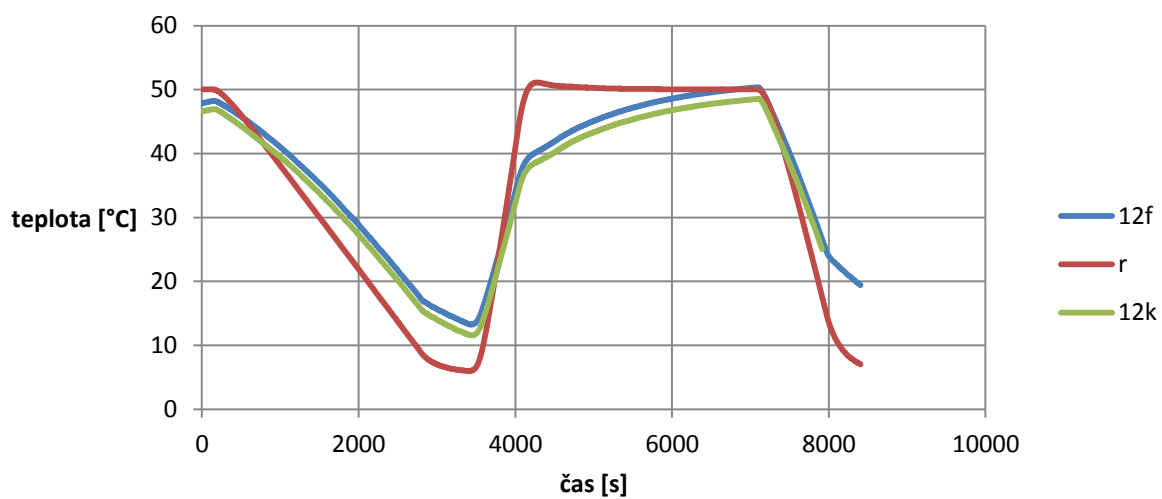
## Čidlo 10



## Čidlo 11

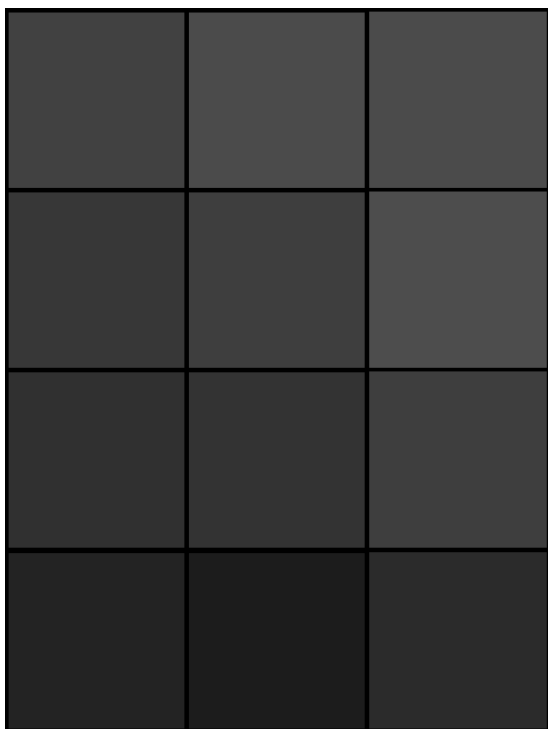


## Čidlo 12

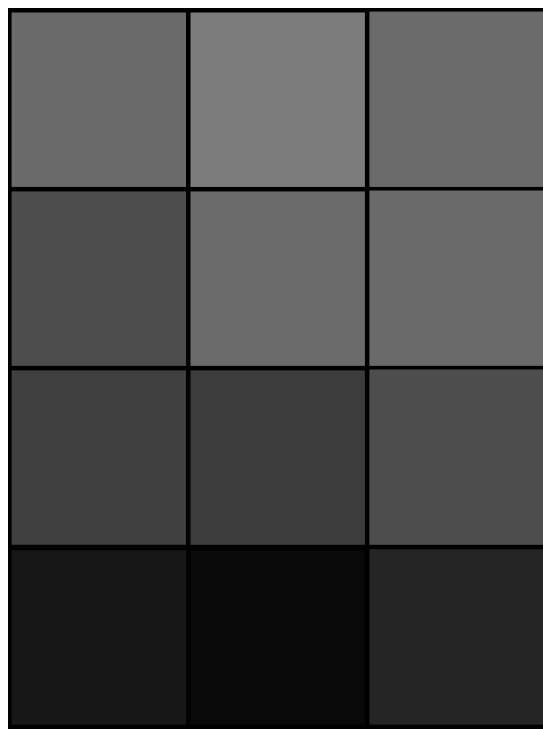




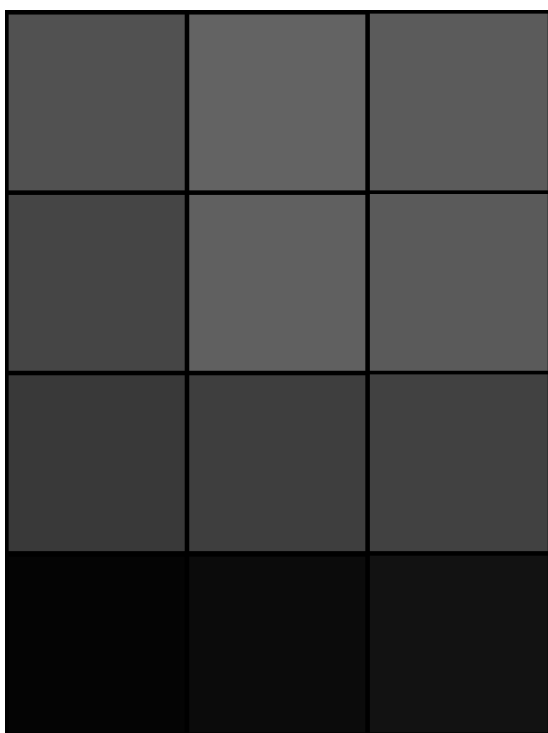
## **Příloha C – Vizualizace rozložení teploty během vychládání**



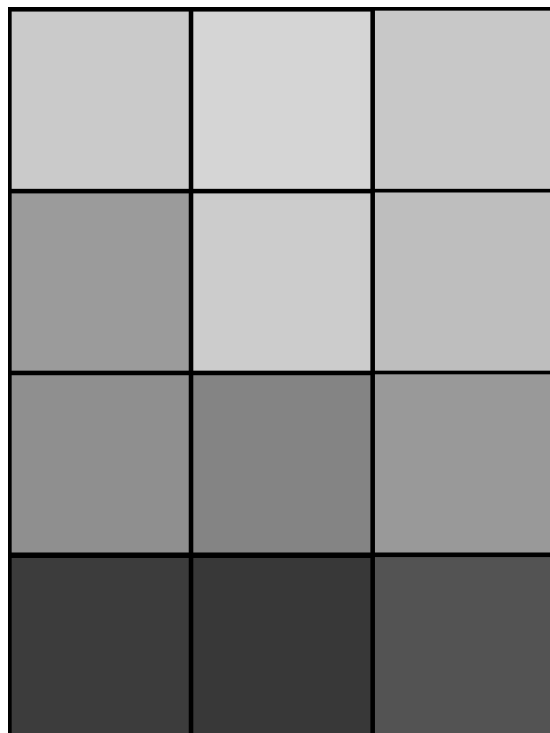
Krev – 40°C



Krev – 20°C



Fyziologický roztok – 40°C



Fyziologický roztok – 20°C

Barva neznačí teplotu, nýbrž symbolizuje rozdíl teplot. Teplotní rozsah barevné stupnice je 4°C, na které připadá 256 odstínů šedé. Tmavší barvy symbolizují nižší teplotu.